

THESIS

MUNICH

1966

Untersuchungen zur Frage der Bildgüte
von Röntgenaufnahmen der Lunge

ALBERT HENNECKE

München

1966

LANE MEDICAL LIBRARY
STANFORD UNIVERSITY
300 PASTEUR DRIVE
PALO ALTO, CALIF.

AUS INSTITUT UND POLIKLINIK FÜR PHYSIKALISCHE THERAPIE
UND RÖNTGENOLOGIE DER UNIVERSITÄT MÜNCHEN
RIEDER-INSTITUT
Direktor: Professor Dr. H. v.BRAUNBEHRENS

U N T E R S U C H U N G E N
Z U R F R A G E D E R B I L D G Ü T E V O N
R Ö N T G E N A U F N A H M E N D E R L U N G E

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
A l b e r t H e n n e c k e
aus Trier

München 1966

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent: Professor Dr. F.E. STIEVE
Korreferent: Professor Dr. H. v.BRAUNBEHRENS
Dekan: Professor Dr. R. ZENKER

Tag der mündlichen Prüfung: 7. Juni 1966

Druck: Mikrokopie GmbH . München . Bruderstr. 9

IN DANKBARKEIT
MEINEN ELTERN
GEWIDMET

Inhaltsverzeichnis

- I. Einleitung
- II. Grundsätzliches zum Thema Detailerkennbarkeit
 - A. Begriffsdefinitionen
 - B. Bildgütekriterien
 - 1. Schärfe
 - 2. Kontrast
 - 3. Das harmonische Bild
- III. Streustrahlen und Raster
- IV. Weichstrahl- und Hartstrahltechnik
- V. Bewegungsunschärfe einer Lungenaufnahme, Belichtungszeit
- VI. Bildbetrachtung
 - A. Betrachtungsphysiologie
 - B. Das Röntgenbild als Wahrnehmungsgegenstand
 - C. Schaukasten
- VII. Methodik
 - A. Prinzip der Photometrie
 - B. Mikrophotometrie, Wahl der Spaltgröße
 - C. Meßvorgang
 - D. Berechnung des Kontrastes
 - E. Aufnahmebedingungen
- VIII. Untersuchungen und Ergebnisse
 - A. Schwärzungskontraste, Bildunschärfe und Größe normaler und pathologischer Details
 - 1. Schwärzungskontraste
 - 2. Bildunschärfen
 - 3. Detailgrößen
 - B. Belichtungszeit
 - C. Darstellung von Lungendetails in Abhängigkeit von Röhrenspannung und Rastern
 - 1. Beeinflussung des Kontrastes durch die Röhrenspannung
 - 2. Beeinflussung des Kontrastes durch Raster

3. Abhängigkeit des Kontrastes von der
Lage des Objektdetails

D. Abhängigkeit des Kontrastes von der Detail-
größe

- IX. Diskussion
 - A. Detailgröße
 - B. Bildunschärfe
 - C. Kontrast
- X. Zusammenfassung
- XI. Literaturverzeichnis

I. Einleitung

=====

Die Röntgendiagnostik bedient sich ausschließlich technischer Hilfsmittel. Ständige Verbesserung ihrer apparativen Ausrüstung und das Trachten nach deren sinnvoller Verwendung machen einen Teil ihres Fortschritts aus.

Einige Grundfragen für jeden röntgendiagnostisch tätigen Arzt sind die: Was darf ich von meiner Apparatur erwarten? Wie bekomme ich gute Bilder? Wie erreiche ich eine optimale Abbildung normaler und pathologischer Objektdetails? Wie kann ich die Detailerkennbarkeit steigern? Mithin: Welche diagnostische Ausbeute darf ich erwarten? - Andererseits verlangt der mit der Apparateentwicklung betraute Physiker oder Techniker aus noch zu erörternden Gründen vom Mediziner Größenangaben über die klinisch interessierenden Details und die Besonderheiten ihrer bildlichen Wiedergabe.

Die vorliegende Arbeit befaßt sich mit Fragen der Detailerkennbarkeit bei Lungenaufnahmen. Die Bewertung einer technisch guten Lungenaufnahme ist schwierig. Das liegt daran, daß einerseits die Ansichten über den optimalen Bildcharakter unter den Röntgenologen schon sehr verschieden, zum anderen die Bewertungsgrundlagen des Mediziners oft völlig andere als die des Physikers oder Technikers sind. Der erstere will Diagnosen stellen und sucht aus dem Schatz seiner Erfahrungen in dem komplexen Summationsbild nach den ihm geläufigen Erscheinungsformen (S t i e v e (85)), während der letztere Einzelfaktoren, die zur Bildentstehung beitragen, analysieren will. Im beiderseitigen Bemühen werden hier viele Wege mit Erfolg beschritten. Untersuchungen an Rastern und verschiedenen Phantomen, also Objekten bekannter Zusammensetzung und Geometrie, führten zu grundlegenden Erkenntnissen. - Mit Rückwirkung auf die diagnostische Praxis bedarf es jedoch der klaren Äußerung des Mediziners, welche Details ihn bei seinen Fragestellungen

interessieren, welche Größen diese haben, in welchen Kontrast- und Unschärfebereichen sie liegen, welchen Bewegungen die Details physiologischer- oder pathologischerweise ausgesetzt sind und wie groß ihre Geschwindigkeit ist.

Eine weitere Schwierigkeit in der Bewertung einer guten Lungenaufnahme liegt darin, daß man weder die Zahl der Objektdetails noch deren natürliche Größe, Dichte und deren Abstand vom Film kennt. So sind zwar diesbezügliche Messungen an Hand von Röntgenaufnahmen von vornherein mit der Tatsache der "unbekannten Versuchsanordnung" belastet, man erhält jedoch, gleiche Aufnahmebedingungen vorausgesetzt, nach Ausmessung einer großen Anzahl von Details, die nach klinischen Gesichtspunkten geordnet werden, recht charakteristische Häufigkeitsverteilungen von Bilddetailgrößen, -unschärfen und -kontrasten, wie in den hier vorliegenden Untersuchungen zu zeigen sein wird. - Andererseits läßt sich durch Messungen die klinische Bedeutung der Detailbewegung und Bewegungsunschärfe objektivieren.

Außerdem möchte der Diagnostiker wissen, wie sich die an Hand von Phantomuntersuchungen ermittelten Besonderheiten der Streustrahlung als bildgebender Strahlenanteil z.B. auf die Wiedergabe eines von ihm zu beurteilenden Details auswirkt. - Daher seien in vorliegender Arbeit auch zu den letzteren beiden Fragenkomplexen einige Beobachtungen mitgeteilt.

Hinsichtlich der Konzeption und Durchführung des literarisch-theoretischen Teils dieser Arbeit ist folgendes zu bemerken: Der ganze Komplex der mit dem Problem Bildgüte zusammenhängenden Fragen ist dem Durchschnittsmediziner weitgehend fremd. Um die hier verwendeten Begriffe und Gedankengänge verständlicher zu machen, wurden die Kapitel II bis VI absichtlich etwas ausführlicher gestaltet, auch wenn manche der angeschnittenen Themen für die Diskussion der Versuchsergebnisse nur mittelbar wichtig sind.

II. Grundsätzliches zum Thema Detailerkennbarkeit

A. Begriffsdefinitionen

E g g e r t , F r a n k e u n d L u f t (24) schlugen eine Vereinheitlichung der Nomenklatur in der röntgenphotographischen Aufnahmetechnik vor, die in der Folgezeit bei den verschiedensten Autoren weitgehend Berücksichtigung fand.

Man geht von der Tatsache aus, daß die vom Brennfleck F ausgehende Röntgenstrahlung beim Durchgang durch das Aufnahmeobjekt nach bestimmten Gesetzmäßigkeiten geschwächt wird. Während die seitlich am Objekt vorbeigehenden Röntgenstrahlen mit ihrer vollen Intensität auf die Filmebene treffen, ist die Strahlungsintensität hinter dem Objekt, je nach dessen Beschaffenheit, in der Filmebene mehr oder weniger verringert. Wenn wir die Filmebene in viele kleine Felder aufteilen und die Menge der auf diese Felder jeweils auftreffenden Röntgenquanten als vektorielle Größen darstellen, dann erhalten wir, je nach Schwächung bzw. Intensitätsverteilung eine reliefartige Figur, das sogenannte Strahlenrelief (Abb. 1). Da es sich um kein Relief im engeren Sinne handelt, sondern um eine Intensitätsverteilung, die in einer Ebene aufgefangen wird, wurde von den Normenausschüssen jetzt vorgeschlagen, den Ausdruck "Strahlenrelief" in Analogie zur Optik durch "Strahlenbild" zu ersetzen.

Dieses Strahlenbild mit seinen kleinen und großen Intensitäten bewirkt nun die unterschiedliche Filmschwärzung und als deren Ausdruck das Bild.

Das Objekt ist aufgeteilt in Objektelemente, die eine bestimmte Schwächung A der Röntgenstrahlen bewirken. Unter einem Objektdetail versteht man jetzt zwei benachbarte Objektelemente des Gesamtobjektes, die sich durch die

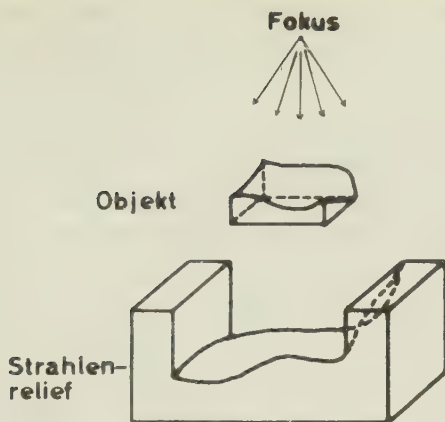


Abb. 1: Vorstellung über das Zustandekommen des sogenannten "Strahlenreliefs". Nach Schwächung der vom Fokus ausgehenden Strahlen durch das Objekt bzw. die einzelnen Objektelemente entsteht eine entsprechende Intensitätsverteilung, die als Relief dargestellt werden kann.

Differenz ihrer Schwächungen $\Delta A = A_1 - A_2$ charakterisieren lassen. Diesen Schwächungen durch die einzelnen Objektelemente entsprechen im Strahlenrelief bestimmte Strahlungsintensitäten I bzw. $\lg I$. Analog zum Objektdetail erhalten wir ein Strahlungsdetail $\Delta \lg I$, das also durch den Strahlungscontrast $\lg I_2 - \lg I_1$ gekennzeichnet ist. Auf dem Film führt die Strahlungsintensität zu einer bestimmten Schwärzung S . Objektdetail bzw. Strahlungsdetail finden sich als objektives (d.h. meßbares) Bilddetail ΔS mit dem ihm eigenen objektiven Schwärzungs- (Bild-) contrast $S_2 - S_1$ wieder. Da, wie noch im Kapitel "Betrachtungsphysiologie" darzustellen sein wird, das menschliche Auge ein begrenztes Auflösungs- und Contrastempfindungsvermögen besitzt, müssen wir neben dem objektiven Bildcontrast bzw. Bilddetail noch einen subjektiven Faktor berücksichtigen: uns kommt natürlich nicht der objektiv meßbare, son-

dern der subjektive Bildkontrast $x (S_2 - S_1)$ bzw. das subjektive Bilddetail $x \cdot \Delta S$ zum Bewußtsein, wie Eggert, Franke und Luft (24) formulieren. Die letzteren Formulierungen gelten aber, wie schon gezeigt wird, nur annäherungsweise, d.h. der Faktor x kann, Betrachtung des gleichen Bildes vorausgesetzt, unter verschiedenen Bedingungen, wie Änderung der Leuchtkastenlichtstärke, Ausschaltung von Umfeldhelligkeiten und Simultankontrast, optische Vergrößerung, Einengung des betrachteten Feldes, Gebrauch von Betrachtungstubussen, Adaptationszustand des Auges usw., sehr variabel sein. Es ist daher nicht möglich, diesen Faktor zahlenmäßig zu erfassen.

Wir kennen in der Praxis, je nach verwendeter Technik oder darzustellendem Objekt, kontrastreiche oder kontrastarme Bilder. Arbeitet man unter identischen technischen Voraussetzungen, benutzt also Röntgenstrahlen bestimmter Qualität, dann können wir in Analogie zu einer maximalen und einer minimalen Schwächung durch das Objekt (oder einer maximalen Schwächungsdifferenz $(A_1 - A_2)_{\max}$), dem sogenannten Objektumfang, einen Strahlenumfang $(\lg I_2 - \lg I_1)_{\max}$ des Strahlenbildes und einen objektiven Bildumfang $(S_2 - S_1)_{\max}$ des Röntgenbildes formulieren.

Mit den hier gebrauchten Begriffen können wir zwanglos die Abhängigkeit der Detailwiedergabe auf dem Film von der Strahlungsintensität in Form des Gammawertes formulieren:

$$\gamma = (dS/d \lg I)_{\max}.$$

Die genannten Autoren verstanden unter dem Begriff Detailerkennbarkeit das Verhältnis zwischen Objektdetail und Unterschiedsschwelle.

Da die von Eggert, Franke und Luft (24) vorgeschlagene Definition des Detailbegriffes nur die Schwächung und nicht die Größe der Objektelemente berücksichtigt, führte Spiegler (75) zusätzlich den Begriff "Einzelheit" ein, womit auch die räumliche Ausdehnung

eines Details im Röntgenbild erfaßt wird. Mit F r i k (30) verstehen wir heute unter einem Detail ein Objekt-element, das sich durch seine Dichte, chemische Zusammensetzung, Größe, Form und einen bestimmten Verlauf der Schwächung innerhalb des Objektelementes von seiner Umgebung abgrenzen läßt, wobei für die Umgebung gleiche Angaben gemacht werden sollen, da der Schwächungsunterschied gegenüber der Umgebung die wichtigste Eigenschaft des Details darstellt. "Während die Begriffe "Detail" und "Erkennbarkeit" von einem einzelnen definierten Objektdetail ausgehen, sollen mit der Bezeichnung "Detailerkennbarkeit" allgemeinere Aussagen über die Erkennbarkeit einer größeren Anzahl verschiedener Details gemacht werden. Wenn man dabei absolute Werte nennen will, stellt man am besten eine tabellarische Übersicht über die unteren Grenzwerte auf, die die einzelnen Detaileigenschaften - Größe, Kontrastgradient, Dichte usw. - annehmen dürfen, damit ein Detail noch sicher erkannt wird ("absolute Detailerkennbarkeit")" (F r i k (30)).

Mit dem Detailbegriff des Mediziners verbindet sich in concreto meistens eine anatomische Vorstellung. Der Physiker definiert den Begriff Detail vergleichsweise einfacher (R ö h l e r (61)): Ein echtes Detail ist dort vorhanden, wo an einer Stelle eine Abweichung der Schwärzung vom Mittelwert wesentlich größer ist als die mittlere statistische Schwankung. Für das Vorhandensein einer statistischen Schwankung besteht die Wahrscheinlichkeit

$$p \left(\frac{x - m}{\sigma} \right)$$

wobei x = Meßwert, m - Schwärzungsmittelwert, σ = mittlere statistische Schwankung ist. Die Wahrscheinlichkeit

$$q = 1 - p$$

gibt dann an, in welchem Teil aller Fälle der Schwärzungswert x durch eine Dosis erzeugt worden ist, die einem anderen Schwärzungswert entspricht, mithin ein echtes Detail darstellt. q ist daher ein Maß für die Erkennbarkeit des Details und kann als objektive Detailerkennbarkeit bezeichnet werden. Nun ist aber $x - m$ proportional zum Filmgamma, so daß ein direktes Maß für die Erkennbarkeit kontrastarmer Details ist.

B. Bildgütekriterien

Das Committee IV. 10 der Internationalen Kommission für radiologische Einheiten (ICRU) gibt in ihren Empfehlungen (O' L o u g h l i n (57), A r d r a n (1)) eine Zusammenfassung der derzeitigen Auffassungen und Definitionen von Bildgütekriterien. Neben Kontrast und Schärfe als seit langem gebräuchliche Qualitätsmerkmale (B r o n k h o r s t (12)) wird jedoch mit T u d d e n h a m (88) gefordert, das Augenmerk mehr auf die Entwicklung von Methoden zu richten, die das Röntgenbild mehr nach der Wahrscheinlichkeit einer diagnostisch richtigen Aussage beurteilen.

1.) Schärfe: Aus Definitions- und Meßbarkeitsgründen ist der Begriff "Unschärfe" gebräuchlicher. Die Unschärfe ist definiert als Breite der Bildkontur an einem Schwarz-Weiß-Übergang in mm, die sich photometrisch in einem mehr oder weniger steilen Übergang des einen Schwärzungsniveaus in das andere, der sog. Unschärfekurve, ausdrückt. - Bei der Abbildung eines Spaltes zeigt S p i e g l e r (78) die drei Eigentümlichkeiten einer Unschärfekurve auf: 1) gestreutes Licht wird aus dem Spalt - allgemein den Lichtern - in die umgebenden Schatten gestreut. 2) Die Neigung der Kurvenäste ist gegenüber der scharfbegrenzten Verteilung abgeflacht. 3) Das Intensitätsmaximum innerhalb der Spaltgrenzen liegt unterhalb des 100%-Niveaus, d.h. der vollen Intensität. - An eindrucksvollen Bildbeispielen wird gezeigt, wie durch Ausläufer der Unschärfekurven kleinflächige Schatten ausgelöscht werden können und die noch sichtbaren Restschatten eine Pseudoschärfe vortäuschen. In praxi liegen z.B. beim kontrastreichen Weichstrahl-Röntgenbild immer lokale Überbelichtungen vor, die zu größeren Unschärfen, also Ausfließen der größeren Schwärzungen in Schattenzonen führen. Daher ist das pseudoscharfe Weichstrahlbild in Wirklichkeit unwahrer als eine Hartstrahlaufnahme.

Die zur Bildunschärfe beitragenden Faktoren sind seit langem bekannt. S t i e v e (85) faßt sie folgendermaßen zusammen:

- a) Geometrische Faktoren
 - 1) Brennfleckgröße
 - 2) Fokus - Objekt - Film - Abstand
- b) Bewegung
- c) Streustrahlenanteil
- d) Photographische Faktoren
 - 1) Folie
 - 2) Film
 - 3) Entwicklung

Die geometrischen und photographischen Faktoren sind hinlänglich bekannt und beinhalten mehr physikalisch-technische Probleme (S c h o b e r (64), S c h o b e r und K l e t t (70), K l e t t (47), P f a h n l (58) , F r o s t (35), F r o m m h o l d (33,34), R o s s - m a n n (63)). Die vom Patienten herrührende Streustrahlen- und Bewegungsunschärfe ist Gegenstand medizinisch-röntgenologischer Untersuchungen. Auf sie wird daher in den Kapiteln über Streustrahlung und Bewegungsunschärfe näher eingegangen.

2.) Kontrast: Weiter oben wurde bereits wesentliches über Zustandekommen und Bedeutung des Kontrastes gesagt. S t i e v e (85) faßt die für das Zustandekommen des Detailkontrastes bekannten Faktoren zusammen:

- a) Strahlenkontrast, bestimmt durch das Objekt
 - 1) Dicke
 - 2) Dichte der durchstrahlten Substanz
 - 3) effektive Ordnungszahl entsprechend der verschiedenen absorbierenden Elemente

b) Photographischer Kontrast, bestimmt durch das photographische Material

1) Film (Gradation)

2) Entwickler

3) Filmverarbeitung

Auf die Frage nach der Abhängigkeit des Kontrastes von der verwendeten Strahlenqualität sowie vom Streustrahlenanteil wird an späterer Stelle eingegangen.

Zur Beurteilung der Kontrastwiedergabe unter anderem durch ein abbildendes System dienen Phantomuntersuchungen. Diese werden insbesondere zur Bestimmung des Auflösungsvermögens oder der Abhängigkeit der Kontrastwiedergabe von der Detailgröße mit Erfolg verwendet und lassen zudem die Festung der Detailerkennbarkeit durch Versuchspersonen zu. - In neuerer Zeit gewinnt jedoch mehr die Modulationsübertragungsfunktion zur Gütebeurteilung von Abbildungssystemen an Bedeutung.

2.1.) Phantomuntersuchungen: B r o n k h o r s t (12) entwickelte eine Phantomanordnung, die aus einer Aluminiumtreppe in einem Wasserbassin bestand. An Hand von Kontrastkurven in Abhängigkeit von der Detail- (Aluminium-) schichtdicke formulierte er in umfassenden Untersuchungen den Einfluß von Objekt, Strahlenhärte, Verstärkungsschirm, Streustrahlung und Raster auf die Schattenunterschiede des Röntgenbildes. Als optimal beurteilte B r o n k h o r s t eine Aufnahme, deren Grundschwärzung 1,2 bis 1,5 und deren Schwärzungsumfang 1,2 beträgt. - B u r g e r (15) entwickelte ein Verfahren zur Bestimmung des Auflösungsvermögens im Röntgenbild. Mit seinem bekannten Lungenphantom, das aus Pertinax oder Bakelitplatten mit darauf angebrachten kleinen Objekten (Zylinder) gleichen Materials (positives Phantom) bzw. mit Bohrlöchern (negatives Phantom) besteht, stellte er Perzeptionskurven oder Kontrast-Detailgröße-Diagramme auf, die die Beurteilung verschiedenster Aufnahmebedingungen durch Testpersonen zulassen. Als Maß für die Detailerkennbarkeit dient ihm das Auflösungsvermögen, das er als reziproken Wert des kleinsten sichtbaren Objekt- (Zylinder-) inhalts definiert, wobei für praktische Zwecke Durchmesser und Höhe des Zylinders gleich sein sollen. So ist z.B. das Auflösungsvermögen 0,5 dann vorhanden, wenn der Zylinderinhalt 2 mm² beträgt. - Wenngleich auf die Unschärfe als einem der das Auflösungsvermögen begrenzenden Faktoren

besonders hingewiesen wird, ist doch folgende Tatsache bemerkenswert: Bei geometrischer Vergrößerung von Objekten gleicher Abmessung bis zu einem gewissen Grade, hier auf den 2,8-fachen Zylinderdurchmesser, nimmt die Detailerkennbarkeit deutlich zu, was einmal auf die Tatsache der eigentlichen Objektvergrößerung und zum anderen auf die Elimination von Streustrahlen im Sinne der Groedel-Technik zurückzuführen ist. - Nach D u t r e i x (21) sind jedoch die praktischen Ergebnisse letzterer Technik enttäuschend, weil das Strahlenrelief nur wenig verbessert wird, wenn das darzustellende Objektdetail fern der Strahlenaustrittseite liegt und weil es verflacht wird, wenn das Detail nahe der Austrittsfläche liegt. Die Erklärung hierfür liegt darin, daß die Intensität der Streustrahlung beim Austritt gleich der primären Intensität "moduliert" ist und daher am Strahlenrelief mitwirkt. Bei größerem Abstand von der Austrittsfläche nimmt die Streustrahlung zwar ab, wirkt jedoch diffus auf dem gesamten Feld.

2.2.) Modulationsübertragungsfunktion: Die in der Hochfrequenztechnik gebräuchliche und erstmals von S h a n n o n und W e a v e r (74) mathematisch formulierte Informationstheorie fand bald Eingang in die Optik: In der Röntgendiagnostik (S c h o b e r , R ö h l e r (65,67,68,62)) wird, in Parallele zu nachrichtentechnischen Begriffen, unter dem Sender das Strahlenbild verstanden. Dieses Strahlenbild wird mit Hilfe von Nachrichtenkanälen auf den Empfänger, der in diesem Fall letztlich das Auge ist, übertragen. Der Übertragungskanal kann eingliedrig oder mehrgliedrig sein. Eingliedrige Systeme sind der Durchleuchtungsschirm und der folienlose Röntgenfilm, mehrgliedrige Systeme, z.B. die Film-Folienkombination, ein Bildverstärker, Bildverstärker-Kinokamera-Kinofilm, Bildverstärker-Fernsehkette. Bei dieser Übertragung wird das ursprüngliche Strahlenbild hinsichtlich Kontrast und Schärfe moduliert. Die durch diese Systeme hervorgerufenen Abbildungsstörungen werden in Analogie zur Nachrichtentechnik als "optisches Rauschen" bezeichnet. Anstelle der zeitlichen Frequenzen der Nachrichtentechnik verwendet man in der Röntgendiagnostik "räumliche Frequenzen", z.B. einen periodischen Strichraster (R ö h l e r (62)), der durch die Anzahl der Rasterstrichpaare (Raster und Zwischenraum) - in Rechteck- oder Sinusfurchenform - als Linien pro Millimeter (Ortsfrequenz) gekennzeichnet ist. Die Rasterabbildung kann mit großer Genauigkeit ausgemessen werden. - Die sogenannte Modulationsübertragungsfunktion (R ö h l e r (62), H ö f e r t (42)) erhält man, wenn man den relativen Kontrast der Abbildung von Sinusrastern als Funktion der Ortsfrequenz aufträgt. In diesem Fall wird aber der Kontrast meist nicht als einfaches Verhältnis I_1/I_2 , sondern zumindest in den europäischen Ländern als

$$\frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2}$$

ausgedrückt. Durch diese Modulationsübertragungsfunktion können nun genau und einfach bestimmte Systeme oder Systemteile des Röntgenstrahlen-Übertragungskanal charakterisiert und somit die Detaillierkennbarkeit z.B. bei der Anwendung von Filmen, Bildverstärkern, Bildwandlern, Fernsehsystemen etc. präzisiert werden: Nach der Informationstheorie läßt sich unter bestimmten Voraussetzungen, z.B. der Linearität, die Informationskapazität eines Nachrichtenkanals aus den Kapazitäten der Einzelglieder berechnen bzw. messen. So kann man die Modulationsübertragungsfunktion eines aus mehreren Teilgliedern zusammengesetzten Übertragungssystems berechnen, indem man die Modulationsübertragungsfunktionen der Teilglieder feststellt und die Ergebnisse miteinander multipliziert. Nach dem Fourier'schen Lehrsatz kann die örtliche Verteilung der Energiedichte im Strahlenrelief E mit den Ortskoordinaten x und y als zweidimensionales Frequenzspektrum e mit den Koordinaten u und v in folgender Formel dargestellt werden (H ö f e r t (42), S c h o b e r und H ö f e r t (71)):

$$e(u,v) = \iint_{-\infty}^{+\infty} E(x,y) e^{2\pi i(ux+vy)} dx dy$$

Die Modulationsübertragungsfunktion kennzeichnet also die Übertragungseigenschaften für Ortsfrequenzen durch ein bestimmtes Übertragungssystem. Wegen der Nützlichkeit der mathematischen Handhabung setzt sie sich zunehmend bei der Beurteilung von Bildgüte und Leistungsfähigkeit von Übertragungssystemen durch (S c h o t t (72), B o u w e r s (9)).

3.) Das harmonische Bild: Die Forderung nach größtmöglichem Kontrast im Röntgenbilde wird heute nicht mehr so absolut gestellt (S p i e g l e r (78,79)) seit man weiß, daß ihre Erfüllung dem Informationsgehalt des Bildes meist abträglich ist. Hauptgründe: a) Der große Kontrast eines Weichstrahlbildes verfälscht das Bild insofern, als bei Aufnahmen mit dieser Technik anatomisch vorgebildete Unschärfe (also allmähliche Dicke- und Dichteunterschiede von Details) "weggeleuchtet" und Schärfe vorgetäuscht wird. b) Hohe Kontraste werden dem Auge zudem noch physiologisch verstärkt wahrgenommen und c) in der Nähe befindliche Details mit niedrigem Kontrast nicht mehr wahrgenommen (Simultankontrast).

Daher forderte schon B r o n k h o r s t (12) das deutliche und harmonische Bild: "Deutlich ist die Differenzie-

rung, wenn die Dicken- oder Dichtigkeitsunterschiede, die sich am Objekt gut wahrnehmen lassen, auch deutliche Schattenunterschiede im Röntgenbilde ergeben. Harmonisch ist die Differenzierung, wenn ein richtiges Verhältnis der Schattenunterschiede im Gebiet der Objektteile mit kleinen bzw. großen Dichten bzw. Dicken besteht, so daß also die Differenzierung der Schattenunterschiede auf harmonische Weise von den kleinsten bis zu den größten Dicken bzw. Dichten allmählich abnimmt."

S p i e g l e r (78) konkretisiert, wenn er vom harmonischen Bild fordert, daß der Gesamtkontrast, also Objektumfang, nicht zu groß, der Detailkontrast nicht zu klein ist, mit anderen Worten, daß Details mit großen Dichte- und Dickeunterschieden nicht zu kontrastreich abgebildet werden, Details kleiner Dicke- und Dichteunterschiede dagegen im Kontrast angehoben werden. Diesen Forderungen kommt, wie zu zeigen sein wird, die Hartstrahltechnik am nächsten.

III. Streustrahlen und Raster

=====

Die Röntgenstrahlung wird beim Durchgang durch ein Objekt nicht nur absorbiert, sondern auch an den Atomen gestreut. Streustrahlung kann auf verschiedene Arten entstehen.

B u n d e (14) hat diese seit langem bekannten Tatsachen so formuliert:

1.) Klassische Streuung: Das Röntgenquant wird nur in eine andere Richtung abgelenkt, ohne seine Wellenlänge, d.h. Energie zu ändern. Die klassische Streuung tritt vor allem bei Röhrenspannungen unter 100 kV auf und nimmt mit höherer Ordnungszahl der streuenden Elemente zu.

2.) Charakteristische Streuung: Sie entsteht, wenn die Energie der einfallenden Strahlung oberhalb der Anregungskante für die entsprechende K-, L-, M (usw.) Strahlung liegt und ist anteilmäßig besonders bei Elementen höherer Ordnungszahlen groß.

3.) Compton-Effekt: Ein Röntgenquant überträgt beim Stoß auf ein Elektron diesem einen Teil seiner Energie, so daß dieses Compton- oder Rückstoß-Elektron aus dem Atomverband herausgelöst wird. Bei diesem Prozeß bekommt das ursprüngliche Röntgenquant einerseits unter Energieverlust eine größere Wellenlänge (weichere Strahlung), andererseits wird es von seiner Richtung mehr oder weniger abgelenkt.

4.) Paarbildungseffekt: Bei unseren Betrachtungen über die Röntgenstrahlung des Kilovoltbereiches kann der sogenannte Paarbildungseffekt außer acht gelassen werden, da er sich erst bei Röntgenstrahlung mit einem Energiegehalt der Quanten über 1 MeV bemerkbar macht (ultraharte Röntgenstrahlen, Gammastrahlen). Gleiches gilt für die sog. Vernichtungsstrahlung.

Streustrahlung entsteht grundsätzlich überall da, wo Röntgenstrahlen auf Materie auftreffen. Wichtigste Streustrahlenquelle ist das Aufnahmeobjekt (Patient); hinzu kommen alle anderen im Strahlengang befindlichen Gegenstände wie Geräteteile, Tischplatte, Strahleneinblendevorrichtungen, Fußboden, Wände usw. Aus zwei Gründen ist die Streustrahlung unerwünscht: Sie stellt eine zusätzliche Belastung für Patienten und Umgebung dar und sie verschlechtert die Qualität des Röntgenbildes (S p i e g l e r (78)).

Der ungünstige Einfluß der Streustrahlen auf die Qualität des Röntgenbildes ist eine alte Erfahrungstatsache. Die Wirkung dieses Feindes Nr. 1 in der Röntgendiagnostik, wie sie F r a n k e bezeichnet, besteht in einer Verflachung der Kontraste, Änderung des Kontrastgradienten, d.h. der Form und Breite des Übergangs zwischen zwei Schwärzungen, je nach Lage des absorbierenden Objektdetails, mithin Verfälschung des wahren Bildcharakters und schließlich in einer Verminderung der Bildschärfe, weil die Streustrahlung als großflächiger Strahler wirkt, wie ihn die Bildphotographie als Softer verwendet.

Schon B r o n k h o r s t (12) folgert aus seinen Untersuchungen, daß der Einfluß der Streustrahlung auf den Kontrast "in vielen Fällen (Aufnahmen dicker Körperteile) eine Aufnahme mit guten Kontrastqualitäten unmöglich macht". S p i e g l e r (78) demonstriert, wie der Kontrast von der Lage des Absorbers innerhalb des streuenden Körpers abhängt: "Die Schattentiefe (also Kontrast) wird umso geringer, je mehr Streustrahlung in den beschatteten Raum eintreten kann, d.h. je größer der Objekt-Film-Abstand ist". Der prozentuale Anteil der Streustrahlen hängt ausschließlich vom durchstrahlten Volumen und nur die Reichweite von der Strahlenqualität ab. Durch Einblendung wird das durchstrahlte Volumen verkleinert und damit der Kontrast, insbesondere für einen filmfernen Absorber, deutlich gesteigert. - Die Bedeutung dieser Tatsache für die Detailkontraste in einer Lungenaufnahme bei einer Distanz filmferner Lungenanteile um 18 - 20 cm von der Platten-ebene liegt auf der Hand. - Natürlich entfällt bei der Lungenstandardaufnahme die Möglichkeit, durch Einblendung die Streustrahlung zu vermindern.

Mit einer Phantomabbildung demonstriert S p i e g l e r (78) die Abnahme des Kontrastes bei zunehmender Höhenlage des Absorbers: in einem Wassertank befindet sich ein unter einem Winkel von 45° schräg gestellter Metallstab. Abgesehen vom Aufliegeffleck, dem plattennächsten Teil

des Stabes, zeigt sich eine Abnahme des Kontrastes, je plattenferner der Metallstab liegt, d.h. je mehr Streustrahlung in den Objektschatten eintritt. "Die jeweilige genaue Abhängigkeit der Schattentiefe von der Lage des Absorbers innerhalb des Streukörpers hängt von der Ausdehnung des Absorbers ab, genauer: dem Raumwinkel, den die beschatteten Filmpunkte mit dem Schattengeber umschließen. Es ist klar, daß die Störung im Zutritt der Streustrahlung in den Schattenraum erst mit umso größeren Höhen des Absorbers im Streukörper über Film oder Schirm ein Gleichgewicht erreicht, je größer der Raumwinkel ist, den Filmpunkte mit dem Absorber einschließen" (S p i e g l e r (78)).

Die Entstehung von Unschärfe durch Streustrahlung wird wiederum von S p i e g l e r (78) eindrucksvoll demonstriert, indem er den streuenden Körper, in dem sich ein Absorber befindet, als einen Streuwolke-Fokus auffaßt, der neben dem Röhrenfokus existiert. Durch die großen Abmessungen dieses Streuwolke-Fokus wird nach den bekannten geometrischen Abbildungsgesetzen ein plattennahes Objekt unscharf abgebildet, während ein plattenfernes völlig in einem einheitlichen kontrastvermindernden Streuschleier untergeht.

Die Streustrahlenunschärfe überdeckt sich allerdings in vielen Fällen mit den übrigen Unschärfefaktoren zur Gesamtunschärfe. Da eine einfache Summation dieser Faktoren keine reellen Werte ergeben kann, wurden verschiedene Berechnungen für die Gesamtunschärfe angegeben z.B. von B o u w e r s (11), M e i l e r (49 a,b,c) u.a. F r o m m h o l d (34) kommt in Erweiterung einer zuerst von K l a s e n s (46) aufgestellten Unschärfeformel zu folgender Beziehung, die auch die Streustrahlenunschärfe berücksichtigt:

$$U = \sqrt[3]{u_g^3 + u_b^3 + u_f^3 + u_s^3} ;$$

Dabei ist: u_g = geometrische Unschärfe,
 u_b = Bewegungsunschärfe,
 u_f = Film - Folienunschärfe,
 u_s = Streustrahlenunschärfe,
 U = Gesamtunschärfe.

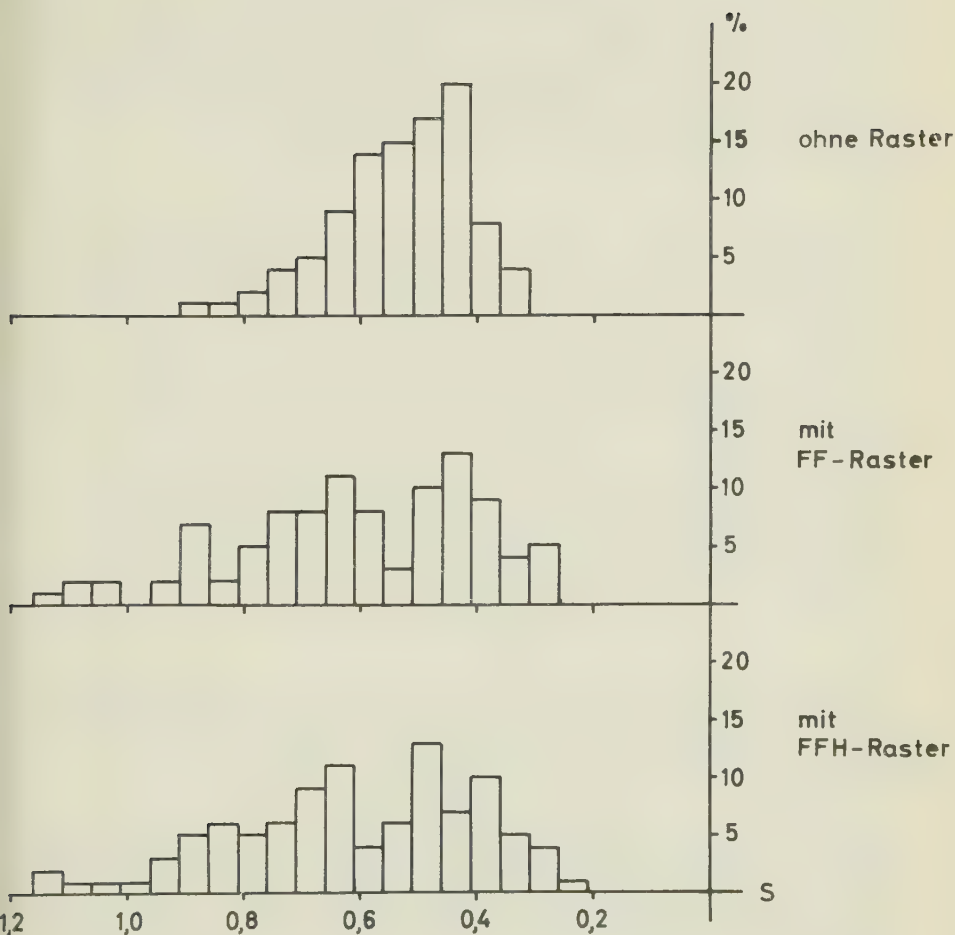


Abb. 2: Schwärzungsverteilungsdiagramme von Lungenaufnahmen. Ausgemessen wurde der Bereich des Meßfeldes der Belichtungsautomatik.
Aufnahmespannung 50 kV

Diese Formel erfährt jedoch insofern eine Einschränkung, als nach Untersuchungen von N e e m e t , C o x und W a l k e r (54) die Streustrahlenunschärfekurve - gleiches gilt übrigens für u_f - sich asymptotisch dem Nullwert nähert, während die Brennfleck- und Bewegungsunschärfekurve zu einem scharfen und wohldefinierten Ende führt. Bei stärkerer Belichtung vergrößert sich also die durch Streustrahlung bedingte Schwärzungszone jenseits des Halbschattens. Diese Tatsache findet auch in den von genannten Autoren aufgestellten Unschärfegleichungen Ausdruck, die für Foli- und Streustrahlenunschärfe exponentiell, für Brennfleck- und Bewegungsunschärfe jedoch linear sind.

Ein Weg, die Streustrahlung zu eliminieren, besteht seit langer Zeit in der Anwendung von Rastern. Raster bestehen aus einem System von dünnen Bleilamellen, die vorwiegend die vom Fokus ausgehenden Strahlen durchlassen, die divergierende Streustrahlung jedoch absorbieren. Die Anordnung der einzelnen Bleilamellen ist fokussiert, d.h. radial auf den Fokus als Mittelpunkt ausgerichtet. Raster können stillstehend oder bewegt (Laufmuster) sein. Für den Wirkungsgrad der Raster - hier sind stets Linienmuster gemeint - ist neben Dicke und Abstand der Bleilamellen das Schachtverhältnis maßgebend (DIN 6814):

$$R = \frac{h}{D} ,$$

wobei h die Höhe und D den Abstand der Bleilamellen bedeutet. Beim FFH-Raster beträgt beispielsweise das Schachtverhältnis 12,5, beim FF-Raster 7.

Nach den vorausgegangenen Erörterungen über die Schädlichkeit der Streustrahlen stellt sich hier besonders die Frage nach der Bedeutung der Anwendung von Rastern bei Lungenaufnahmen. Der Streustrahlenanteil der Austrittsstrahlung hinter der menschlichen Lunge liegt nach S t i e v e (84) bei der p.-a.-Aufnahme im Mittel etwa bei 50 %, bei Aufnahmen im latero-lateralen Strahlengang zwischen 65 und 75 %. Die Streustrahlung wirkt hier nicht nur im Sinne einer Kontrastverflachung, sondern sie verfälscht den Kontrastgradienten der Lungendetails und vermindert die Bildschärfe. Besonders sinnfällig wird die Rasterwirkung, wenn man

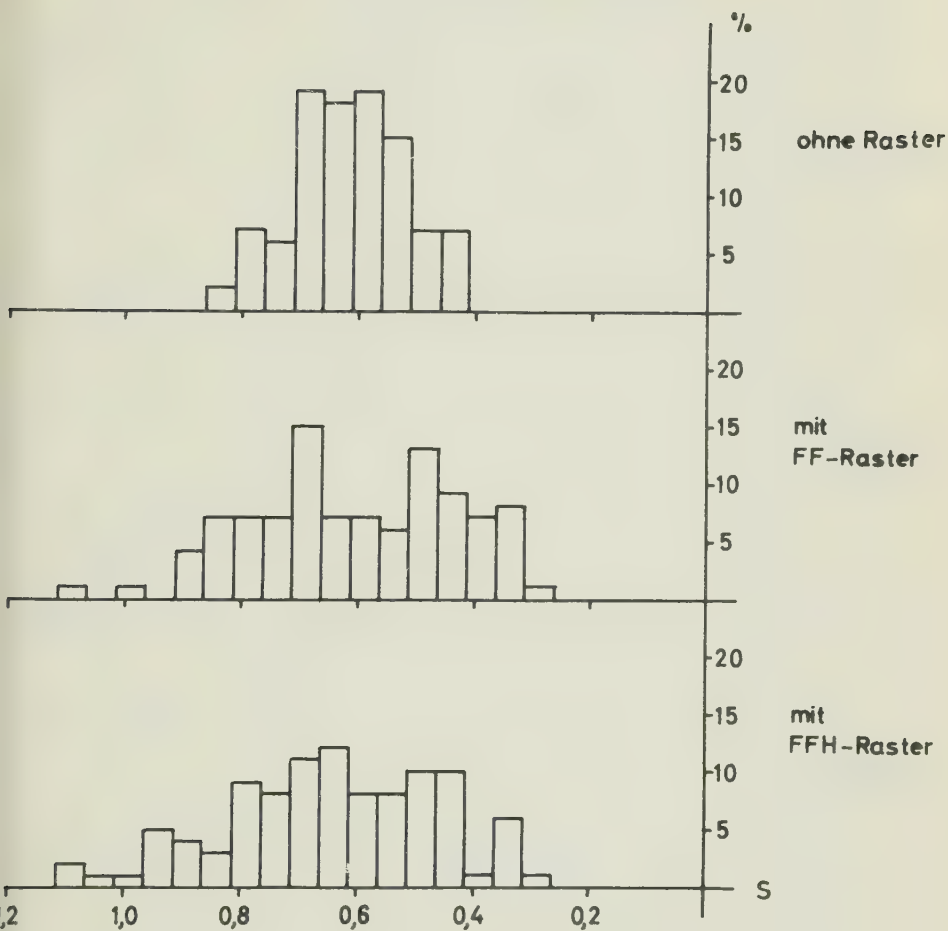


Abb. 3: Schwärzungsverteilungsdiagramme von Lungenaufnahmen. Ausgemessen wurde der Bereich des Meßfeldes der Belichtungsautomatik. Aufnahmespannung 100 kV

gleiche Objekte mit Hilfe des Belichtungsautomaten einmal mit und einmal ohne Raster aufnimmt, da der Automat nicht zwischen Streustrahlen und Nutzstrahlen unterscheidet, sondern stets auf eine gleiche mittlere Filmschwärzung belichtet. S t i e v e (85) stellte nach Ausmessung von 100 Punkten im Meßfeld bei einer Reihe von Lungenaufnahmen Schwärzungsverteilungsdiagramme dar (siehe Abbildungen 2, 3, 4); die mittlere Schwärzung um 0,8 blieb bei allen Aufnahmen etwa gleich. Die 50 kV-, 100 kV- und 150 kV-Aufnahmen ohne Verwendung eines Rasters zeigen ein relativ eng begrenztes Spektrum von Schwärzungswerten mit deutlicher Ausbildung eines Gipfels. Die Ausdehnung dieses Spektrums ist bei den Hartstrahlaufnahmen von 100 und 150 kV vergleichsweise enger als bei 50 kV-Aufnahmen. Mit der Anwendung von Rastern "fließt" der Bereich gemessener Schwärzungen dagegen deutlich auseinander, die Gipfel werden flacher, auch diese Tatsache ist bei Hartstrahl- ausgeprägter als bei Weichstrahlaufnahmen: der Objektfang vergrößert sich also. Die Betrachtung der Röntgenbilder und die vorliegenden Diagramme erhellen die schon von Phantomuntersuchungen her bekannte Tatsache der Steigerung des Kontrastgradienten bei Anwendung von Rastern. Daher ist bei Lungenaufnahmen darauf zu achten, den Streustrahlenanteil möglichst unter 20 % zu halten. Der genannte Wert von 0,8 für die mittlere Schwärzung ist nach Untersuchungen von S t i e v e (83) am günstigsten. Auf ihn ist das Meßfeld der Belichtungsautomatik eingestellt, das der Dominanten, also der diagnostisch wichtigen Zone des Bildes entsprechen soll. Die mittlere Schwärzung der Dominanten soll den Mittelwert der noch Detaillierbarkeit zulassenden größten und kleinsten Schwärzung betragen.

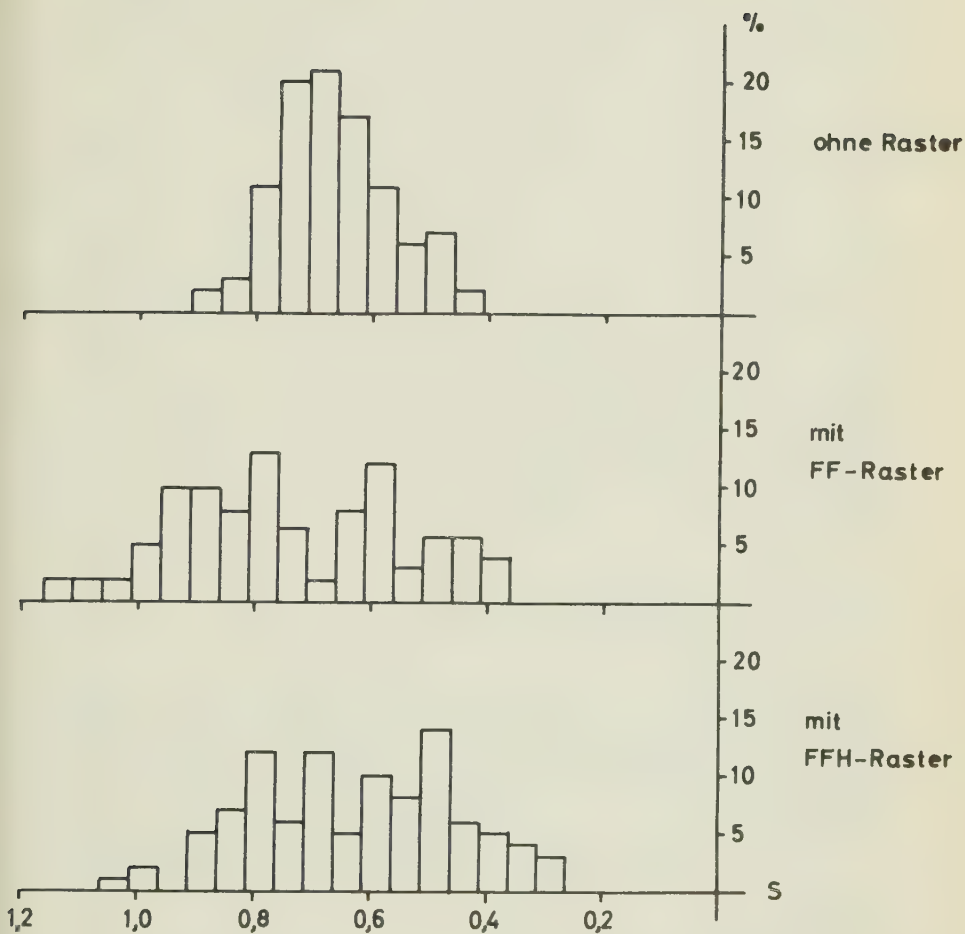


Abb. 4: Schwärzungsverteilungsdiagramme von Lungenaufnahmen. Ausgemessen wurde der Bereich des Meßfeldes der Belichtungsautomatik
Aufnahmespannung 150 kV

IV. Weichstrahl- und Hartstrahltechnik

=====

Die aus einer Röntgenröhre austretenden Strahlen haben, ganz gleich, welche Röhrenspannung ihrer Erzeugung zugrunde liegt, keineswegs eine einheitliche Wellenlänge. Sie stellen vielmehr ein Gemisch verschiedener Wellenlängen dar, an dem man einen harten Anteil mit λ um $0,3 \text{ \AA}$, einen mittelharten Anteil mit λ um $0,4 \text{ \AA}$ und einen weichen Anteil um $0,5 \text{ \AA}$ unterscheiden kann, allerdings besteht eine bestimmte Intensitätsverteilung dieses Spektrums mit einem steilen Gipfel bei einer bestimmten Wellenlänge (E g g e r t (23)), so daß wir in praxi berechtigt sind, in Abhängigkeit von der angelegten Röhrenspannung von harten, mittelharten und weichen Strahlen zu sprechen. Zudem ist das emittierte Spektrum im Bereich der kürzeren Wellenlängen scharf begrenzt (Grenzwellenlänge). Dies ist im Bereich des weicheren Strahlenanteils zwar nicht der Fall, jedoch wird ein erheblicher Teil der langwelligen Strahlen durch die Glaswand der Röhre und den Hochspannungsschutz weggefiltert und damit das Spektrum von dieser Seite weiter eingeengt.

Für die Belange der praktischen Röntgendiagnostik genügt es, die Qualität der verwendeten Röntgenstrahlen durch die zugehörige Röhrenspannung in kV zu kennzeichnen. Bei Röhrenspannungen über 100 kV sprechen wir von harten Strahlen (G a j e w s k i (36)), bei solchen zwischen 100 kV und 60 kV von mittelharten bzw. unter 60 kV von weichen Strahlen.

Die Röntgenphotographie mit weichen oder harten Strahlen hat ihre physikalischen und klinischen Besonderheiten. Für die praktische Diagnostik und besonders für die Technik der Lungenaufnahmen ergeben sich aus diesen Gesetzmäßigkeiten bestimmte Folgerungen und Anwendungsmöglichkeiten. Die Bemühungen, die Röhrenspannung zu erhöhen

sowie der Ausdruck Hartstrahltechnik sind nicht neu. Z a c h e r (95), W e b e r (92), F r a n k e (29) und andere ältere Autoren erkannten schon die Vorteile der Verwendung höherer Röhrenspannungen für die Diagnostik. Eine Verbreitung dieser Technik war jedoch erst mit der Entwicklung und Fertigung leistungsfähiger Drehanodenröhren, Hochspannungserzeuger und Raster gewährleistet. Über Ergebnisse von Untersuchungen zu diesem Thema durch F r i k und Mitarbeiter (32), B ü c k e r (13), G a - j e w s k i (36,37), W a c h s m a n n und Mitarbeiter (91) sowie N e m e t , C o x und H i l l s (53) sei hier zusammenfassend berichtet:

1. Bekanntlich ist die Schwächung der Röntgenstrahlen beim Durchgang durch Materie von deren Schichtdicke abhängig. Monochromatische, d.h. Strahlung einer bestimmten Wellenlänge wird von jedem Zentimeter Schichtdicke eines einheitlichen Materials stets um den gleichen Bruchteil geschwächt (E g g e r t (23)).

2. Weiterhin ist die Schwächung von der Dichte der Substanz und der Ordnungszahl (Z) der sie zusammensetzenden Elemente abhängig. - So schwächt Calcium ($Z = 20$), das im Knochen als Hydroxylapatit vorliegt, die Röntgenstrahlen mehr als die Elemente Kohlenstoff ($Z = 6$), Stickstoff ($Z = 7$), Sauerstoff ($Z = 8$) oder Wasserstoff ($Z = 1$), aus denen sich die organischen Bestandteile der Weichteile vorwiegend zusammensetzen (E g g e r t (23), B u n d e (14)).

3. Harte Strahlen (kleine Wellenlänge) durchdringen die Materie besser als weiche Strahlen (größere Wellenlänge), siehe Abb. 5 nach E g g e r t (23). Die Schwächung ist also bei weicher Strahlung größer. Dies hat zur Folge, daß, eine bestimmte Filmdosis vorausgesetzt, der Strahlenkontrast bei der Durchleuchtung einer heterogen zusammengesetzten Substanz bei weicher Strahlung größer ist (E g g e r t (23), S p i e g l e r (78)), d.h. Objekt-

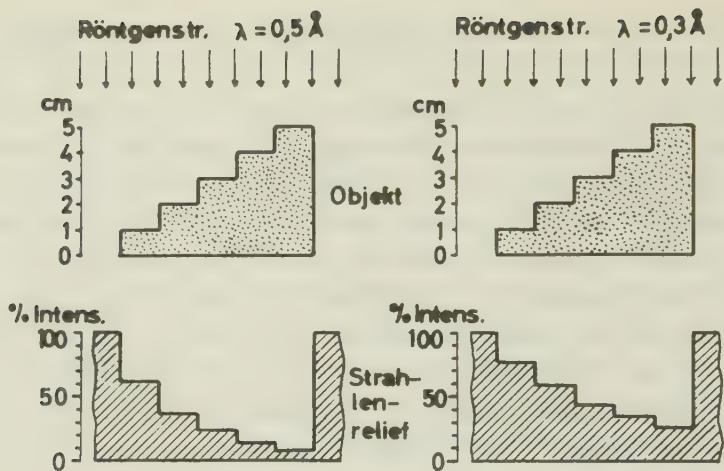


Abb. 5: Abhängigkeit des sogenannten Strahlenreliefs von der Aufnahmespannung (nach Eggert (23)).

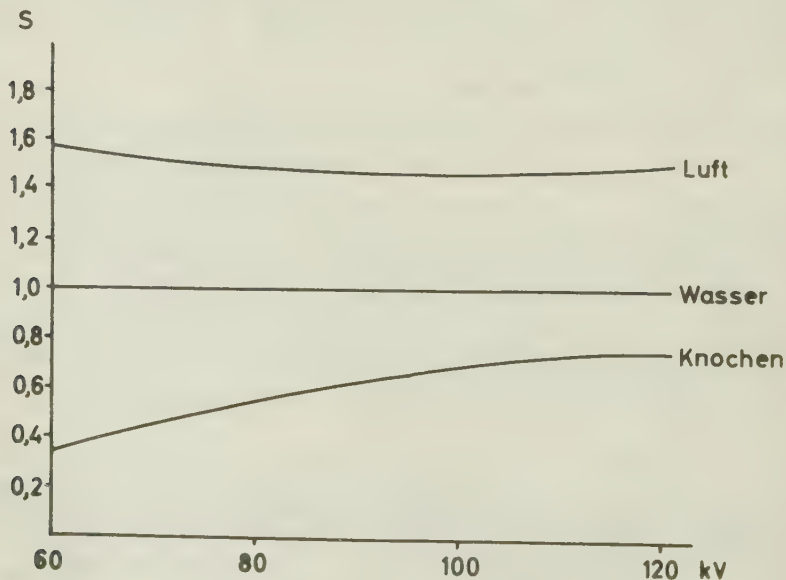


Abb. 6: Schwärzungskontrast zwischen Luft, Wasser und Knochen in Abhängigkeit von der Aufnahmespannung (nach Zimmermann (97)).

details größerer Dichte und die Ordnungszahl der sie zusammensetzenden Elemente schwächen weiche Strahlung im Verhältnis zur durchlässigeren Umgebung mehr als harte Strahlung. Dieser Tatsache kommt für die Güte der Lungenaufnahme besondere Bedeutung zu. Die Abb. 6 nach Untersuchungen von Z i m m e r m a n n (97) zeigt deutlich, wie mit steigender Röhrenspannung erstens die Filmschwärzung hinter Knochen größer wird und zweitens der Schwärzungscontrast zwischen Knochen und Wasser abnimmt. Bei Lungenaufnahmen bedeutet dies praktisch, daß die Schatten des Thoraxskelettes, also insbesondere der Rippen, gegenüber dem Lungengewebe weniger deutlich hervortreten, ohne daß dabei ein wesentlicher Detailverlust innerhalb der Lunge auftritt. Man ist somit in der Lage, auch das sonst vom Rippenschatten überlagerte Gewebe zu beurteilen. Wenn man bedenkt, daß ein erheblicher Teil der Lungenfelder von Knochen überlagert ist, nach F r i k (31) etwa 70 %, nach Messungen von S t i e v e (85) etwa 58 %, so ist ersichtlich, wie bei Hartstrahlaufnahmen der Objektumfang erheblich gesteigert wird.

4. Je nach Härte findet eine mehr oder weniger starke Streuung der Röntgenstrahlen statt. Da die Streustrahlung diffus auf den Film auftritt, wirkt sie stark contrastvermindernd. Näheres siehe im Abschnitt "Streustrahlen und Raster".

5. Mit zunehmender Spannung steigt die Dosisleistung der Röhre bei konstant gehaltenem Röhrenstrom an, der Wirkungsgrad vergrößert sich also; das bedeutet aber, daß bei Hartstrahltechnik die Röhre weniger belastet wird, womit erst die Durchführung von Röntgenserienaufnahmen möglich wird. Wegen der bei Lungenaufnahmen störenden Bewegungsunschärfe ist man natürlich bemüht, die Belichtungszeit zu verringern, um schärfere Aufnahmen zu bekommen.

6. Da sich am Patientenkörper das Verhältnis Austrittsdosis zu Eintrittsdosis durch Steigerung der Röhrenspannung erhöhen läßt, ist die Strahlenbelastung des Patienten bei Hartstrahlaufnahmen geringer als bei Weichstrahlaufnahmen, ein Gesichtspunkt, der besonders dann zu berücksichtigen ist, wenn der Patient wiederholt untersucht werden muß.

Die Verwendung höherer Röhrenspannungen in der Röntgendiagnostik bringt also eine Reihe Vorteile mit sich, denen andererseits auch Nachteile gegenüberstehen. Im allgemeinen herrscht die Auffassung, daß die Steigerung der Röhrenspannung über 150 kV keinen sonderlichen diagnostischen Gewinn mehr abwirft, wenngleich für speziellere Fragestellungen neuerdings auch die durch den van de Graaf-Generator erzeugte MeV-Röntgenstrahlung wertvolle diagnostische Anwendung findet (T u d d e n h a m, H a l e und P e n d e r g r a s s (89)).

V. Bewegungsunschärfe einer Lungenaufnahme, Belichtungszeit
=====

Es ist einleuchtend, daß ein brauchbar scharfes Röntgenbild, gleich von welchem Körperteil, unter anderem nur dann gewährleistet ist, wenn Fokus, abzubildendes Objekt bzw. bestimmte Objektteile und der Film sich während der Aufnahmezeit nicht in ihrer Lage zueinander ändern, oder als Formel ausgedrückt:

$$u_b = s \cdot \frac{c + d}{d} = v \cdot t \frac{c + d}{d} ,$$

wobei s die Objektbewegung parallel zur Filmebene, v die Objektgeschwindigkeit, t die Schaltzeit, c der Objekt-Film-Abstand, d der Fokus-Objekt-Abstand ist. Eine ausreichende Ruhelage des Objektes zu erreichen, ist beispielsweise bei Schädel- und Extremitätenaufnahmen nicht so schwierig. Anders dagegen verhält es sich bei Objekten, die von Natur aus in ständiger Bewegung sind, wie Magen-darmtrakt, Gefäße, Herz und Lunge. Ausreichende Schärfe in der Abbildung dieser Organe zu erreichen ist, wie sich zeigen wird, vor allem ein technisches Problem mit dem Ziel, die Aufnahmezeiten zu verkürzen. Besonders in der Lunge bildet die Bewegung den größten Unschärfefaktor. Seit den grundlegenden Untersuchungen von B o u - w e r s und O o s t e r k a m p (11), sowie M e i l e r (49,50) wissen wir aber, daß die Unschärfe einer Röntgenaufnahme dann am kleinsten ist, wenn annähernd die Gleichmäßigkeitsbedingung erfüllt ist:

$$u_f = u_b = u_g .$$

Da wir in der Praxis bei feinzeichnenden Folien mit einem u_f von etwa 0,35 mm, bei hochverstärkenden Folien mit einem u_f von etwa 0,8 mm zu rechnen haben, sollte u_b , insbesondere bei kleinen Objekten, ebenfalls nicht über 0,35 - 0,8 mm betragen (S t i e v e (82), M e i l e r (50)). Zur exakten Beantwortung der Frage, wie groß demnach die Belichtungszeit sein soll, bedurfte es zunächst detaillierter

Untersuchungen über die Geschwindigkeiten, die in der Lunge vorkommen. Die aufgrund von subjektivem Bildeindruck, röntgenkinematographischen, kymographischen und angiokardiographischen Untersuchungen geforderten Schaltzeiten werden von R i e d e r und R o s e n t h a l (60) mit 100 msec., von D e s s a u e r (18) mit 10 msec., von C i g n o l i n i (16) mit 1 msec., von W e g e l i u s und L i n d (93) um 20 msec. und in neuerer Zeit von H i l l (41) mit weniger als 50 msec., von K j e l l b e r g (45) mit 3 msec. und von Y o u n g und Mitarbeitern (94) unter 120 msec. angegeben; die Vorstellungen sind also sehr unterschiedlich und dazu nicht nur historisch bedingt.

S t u m p f (86) fand bei seinen Geschwindigkeitsmessungen an Flächenkymogrammen Herzrandbewegungen bis 60 mm/sec., er beobachtete auch die Fortpflanzung der Herzbewegung auf die Lunge, gibt jedoch hierfür keine Werte an. In Weiterentwicklung der Stumpf'schen Methode hat am hiesigen Institut B e r g e r (5) den avisierten Fragenkomplex aufgegriffen. Er maß die Bewegungsgeschwindigkeit des Herzens und der Lunge mit Hilfe der Mehrschlitzkymographie in Verbindung mit einer elektronischen Zeitschreibung. Am Herzen fand er Geschwindigkeiten bis zu 200 mm/sec., als Extremfall 400 mm/sec., die größten Amplituden fand er an der Herzhinterwand. Für die Bewegungen in der Lunge werden folgende entscheidende Aussagen gemacht: 1. Lungenbewegungen bei Atemstillstand sind überwiegend mitgeteilte Bewegungen des Herzens und der großen Gefäße. 2. Die einzelnen Lungenabschnitte bewegen sich im Rhythmus der benachbarten Organbewegungen. 3. Zwischen den erfaßbaren maximalen Geschwindigkeiten am Organrand (Herz, große Gefäße, Hilus) und im benachbarten Lungengewebe bestehen keine wesentlichen Unterschiede. So fällt zum Beispiel in 4 cm Organabstand die Geschwindigkeit in der Lunge nur um etwa 3 - 4 % ab. 4. Im Hinblick auf die Schärfe

von Lungenaufnahmen wird gefordert, die Schaltzeit so kurz zu halten, daß u_b praktisch ausgeschaltet wird. Eine Übersicht über die im Thorax vorkommenden Geschwindigkeiten und die daraus resultierenden Unschärfen bei verschiedenen Belichtungszeiten gibt Tabelle 1 nach B e r g e r (5):

Organ	Geschwindigkeit bis zu	maximale Unschärfe bei				
		1	1/10	1/100	1/1000	sec
Herzrand	200 mm/sec	12-15	12-15	2	0,2	mm
Lunge	190 mm/sec	8-15	8-15	1,9	0,19	mm
Aorta	130 mm/sec	5- 8	5- 8	1,3	0,13	mm
Hilus	90 mm/sec	6- 8	6- 8	0,9	0,09	mm

Tabb. 1: Übersicht über die im Brustraum vorkommenden Organgeschwindigkeiten und die durch sie verursachte Unschärfe in Röntgenaufnahmen bei unterschiedlichen Belichtungszeiten. Nach B e r g e r (5).

Auf den B e r g e r 'schen Untersuchungen fußend, empfiehlt M e i l e r (50), bei Lungenaufnahmen grundsätzlich eine Objektgeschwindigkeit von 200 mm/sec zugrunde zu legen und in den Belichtungszeiten unter 10 msec. zu bleiben. B e r g e r (5) demonstriert an Aufnahmen den Schärfegewinn bei Schaltzeiten bis zu 5 msec. hinunter. Schärfegewinn und diagnostischer Gewinn jedoch sind bei bestimmten klinischen Fragestellungen fast identisch. So weist S t i e v e (82) nachdrücklich auf die Wichtigkeit scharfer Aufnahmen zur Früherkennung der Silikose hin.

VI. Bildbetrachtung

A. Betrachtungsphysiologie

Der Prozeß der Röntgendiagnose beinhaltet drei fundamentale Schritte: Aufzeichnung, Kenntnissnahme und Interpretation des klinisch interessierenden Schattens. Wenngleich die Verbesserung technisch-apparativer Anordnungen eine Erweiterung des Sichtbarkeitsbereiches für die röntgenologisch darzustellenden Objekte zum Ziele hat, ist der Diagnostiker neben seinem fachlichen Können wie bei jeder Reizwahrnehmung auf die naturgegebenen Grenzen des Auges angewiesen. Um beurteilen zu können, in welchem Umfange Detailgrößen, -kontraste und -unschärfen der physiologischen Leistungsfähigkeit unseres Sehorgans gerecht werden, soll hier eine kurze Übersicht über die diesbezüglichen Auffassungen gegeben werden.

Die Schwelle der Sichtbarkeit liegt dort, wo Lichtsignale nur noch mit einer Häufigkeit von 50 % erkannt werden. Wird eine der vier konventionellen Variablen der Sehschwelle, nämlich Größe, Helligkeit, Zeit und Kontrast des Signals vergrößert, so bewirkt dies eine erhebliche Zunahme des obengenannten Prozentsatzes.

1. Sehschärfe: Die Zapfen der fovea centralis haben einen Durchmesser von minimal $1,5 \mu$ und sind über Einzelneuronen mit der Cortex verbunden (= Stelle des schärfsten Sehens). In Richtung Netzhautperipherie nimmt der Zapfendurchmesser bis zu $4,5 \mu$ zu und das Verhältnis Zapfen zu Stäbchen ab; außerdem werden bis zu mehrere Hundert Zapfenneuronen gekoppelt. Daraus ist ersichtlich, daß die Sehschärfe, d.h. die Fähigkeit, zwei unter einem sehr kleinen Sehwinkel erscheinende Objekte noch unterscheiden zu können, an die Struktur der Netzhaut gebunden ist. Entsprechend der durchschnittlichen Zapfengröße von etwa 4μ muß das auf die Netzhaut projizierte Bild mindestens 4μ groß sein, um wahrgenommen zu werden. Der Öffnungswinkel des entsprechenden Lichtbündels beträgt etwa 1 Bogenminute, d.h. zwei Punkte werden dann als getrennt wahrgenommen oder "aufgelöst", normaler Visus vorausgesetzt, wenn sie mindestens unter einem Sehwinkel von

1 Bogenminute erscheinen. Beim Abstand der deutlichen Sehweite von 25 cm vom Auge entspricht dies einem Punkteabstand von etwa 0,1 mm. Auch der dioptrische Apparat ist darauf ausgerichtet.

2. Zur Ermittlung der Stäbchenreizschwelle führten quantenbiologische Verfahren. Im Maximum der Stäbchenempfindlichkeit bei $\lambda = 512 \text{ m}\mu$ ist eine Beleuchtungsstärke von 10^{-9} lx erforderlich, um eine kleinste Lichtempfindung zu bewirken, Dunkeladaption und ein ausgedehntes Netzhautbild vorausgesetzt (A u t r u m (2)). Nach d e V r i e s (19) entsprechen dieser Beleuchtungsstärke etwa 100 Lichtquanten/sec der Wellenlänge 512 $\text{m}\mu$ auf der Corneaoberfläche (= Hornhautquanten), um gerade eine Lichtempfindung hervorzurufen. Dieser Betrag an Hornhautquanten wird durch die brechenden Medien und den Wirkungsgrad des Rhodopsins nach B a u m g a r d t (3) und P o l y a k (59) auf 5 Lichtquanten/sec reduziert, die schließlich den Sinnesreiz bewirken.

3. Sehfrequenz: Mit kurzdauernden Lichtblitzen der Schwellenleuchtdichte läßt sich die absolute Reizschwelle ermitteln (d e V r i e s (19)).

4. B l a c k w e l l (8) und G o l d m a r k (38) haben die Zusammenhänge zwischen Sehschärfe und Unterschiedsempfindlichkeit bei sehr geringen Leuchtdichten untersucht. Sie zeigen, daß bei einer Adaptationsleuchtdichte von $10^{-2} \text{ asb}^+)$ und einem Sehwinkel von 1° nur Leuchtdichteunterschiede von mindestens 10 % erkannt werden können. Bei einer Adaptations- bzw. Umfeldleuchtdichte zwischen 1 und 10 asb nehmen Sehschärfe und Unterschiedsempfindlichkeit stark zu, Werte, die bei der Röntgenbildbetrachtung normalerweise vorhanden sind und daher mehr bei der physiologischen Problematik des Durchleuchtungsbildes beachtet werden müssen.

5. B e r e k (4) stellte auf Grund der Eigenschaften des Auges folgendes allgemeine physiologische Grundgesetz zur Wahrnehmung von Lichtreizen auf:

$$(B_i - B_u) \cdot \sigma^2 = (\sqrt{\phi} + \sigma \sqrt{B})^2 (\text{sb} \cdot \text{min}^2),$$

wobei: B_i = Leuchtdichte des Objektes (sb)

B_u = Leuchtdichte des Umfeldes (sb)

ϕ = Lichtstromfunktion, von B_u abhängig
($\text{sb} \cdot \text{min}^2$)

B = Leuchtdichtefunktion, von B_u abhängig (sb)

σ = Sehwinkel, unter dem der Gegenstand erscheint.

+) 1 asb = Apostilb = lichttechnische Maßeinheit für die Leuchtdichte. 1 asb = $\frac{1}{\pi^2} \cdot 10^{-4}$ Stilb. 1 sb = Stilb = Leuchtdichte, die ein cm^2 einer leuchtenden Fläche senkrecht abstrahlt = 1 cd/cm^2 (cd = candela).

B. Das Röntgenbild als Wahrnehmungsgegenstand

Für ein technisch gelungenes Röntgenbild wird Kontrast und Schärfe im Interesse größtmöglicher Informationsträchtigkeit erstrebt. F r a n k e (28) begreift die Irrtumsmöglichkeiten und Fehlerscheinungen, die auch bei bester Technik vorkommen können, folgendermaßen:

1. Das Bild enthält Konturen und Schwärzungen, die von einem reellen Objektelement verursacht sein könnten, das aber in der abgebildeten Form als Einzelelement überhaupt nicht vorhanden ist, sondern durch Superposition, Summation, Beugung, Reflexion und ähnliche Vorgänge hervorgerufen wird.

2. Die optische Täuschung beruht auf dem Glauben; etwas zu sehen, was im Bilde nicht vorhanden ist. Dieser ent wächst den nur schwer zu objektivierenden psychophysiologischen, ästhetischen und Gestaltgesetzen des Sehens (M e t z g e r (52), B e r g e r h o f f (6)).

3. Die Grenze der Darstellbarkeit bzw. von Kontrast und Schärfe liegt dort, wo ein in natura vorhandenes Objekt im Bilde nicht mehr wiedergegeben wird.

4. Schließlich ist noch an die mannigfachen Irrtumsmöglichkeiten zu denken, die durch die Deutungsarbeit zustande kommen. Ein an sich technisch einwandfreies und optisch richtig erfaßtes Bild kann bezüglich Größe, Lage, Ausdehnung, Umfang, Konturschärfe, Struktur, Dichte und Dicke der dargestellten Objektelemente fehlinterpretiert werden, etwa durch mangelnde Berücksichtigung der geometrischen Gesetze der Zentralprojektion, des Summations- und Superpositionseffektes oder durch zu geringe Beachtung der jeweiligen Aufnahmebedingungen.

5. T u d d e n h a m (87), Z e i d n e r und S a d a c c a (96) verweisen auf die zunächst trivial anmutenden Irrtumsmöglichkeiten durch mangelnde Kenntnisnahme. Jedoch zeigen sie an umfangreichen Testserien, daß von erfahrenen Röntgenologen 20 - 30 % anormaler Lungenbefunde glatt übersehen wurden. Es wird daher ein systematisches Absuchen des Röntgenbildes, am besten in Feldern von 7 cm Durchmesser bei 50 cm Abstand empfohlen.

C. Schaukasten

Da die Umformung von Strahlungsintensitäten in Filmschwärzungen am günstigsten im geradlinigen Teil der Grad ations-

kurve erfolgt, darf man sich bei einem Bild größerer Schwärzung auch einen Gewinn an Information erwarten, sofern dieses unter optimalen Beleuchtungsbedingungen betrachtet wird. Bei der Wahl letzterer sind, entsprechend der Tatsache, daß ein objektiver Bildkontrast $S_1 - S_2$ als subjektiver Bildkontrast $x(S_1 - S_2)$ zur Geltung kommt (Eggert, Franke und Luft (24)), die optisch-physiologischen und psychologischen Gesetzmäßigkeiten in Rechnung zu stellen (Spiegler (75,76), Spiegler und Juris (79), Schober und Klett (69), Schumacher (73), Bergerhoff (7), Ehrenstein und Lossen (25), Mattsson (48), Merrild-Hansen und Ratjen (51), Goldmark (38), Tuddenham (88)):

1. Ein Röntgenbild soll im dunklen Raum bei guter Dunkeladaptation des Auges betrachtet werden.
2. Refraktionsanomalien des Betrachterauges, insbesondere die beginnende Alterssichtigkeit, sollen korrigiert werden, am besten durch optimale Visuskorrektur für die Nähe (Schober und Klett (69)).
3. Wegen der Reflexion blendenden Nebenlichtes sollen die außerhalb des Schaukastens liegenden Lichtquellen gelöscht werden. Freie Teile der leuchtenden Mattscheibe des Lichtkastens dürfen nicht sichtbar sein, sondern sollen abgedeckt werden (Jalousieblende). Die Ausblendung soll aber wegen des dabei auftretenden Simultankontrastes bzw. der zu starken Adaptation auf das schwarze Umfeld nicht übertrieben werden. Zum Zwecke der Elimination weniger faßbarer Umstände wie Streuung und Reflexion von Nebenlicht in den Augenmedien sowie Reflexion des weißen Betrachterkitels auf der Filmoberfläche entwarf Mattsson (48) in Fortentwicklung der schon lange bekannten Betrachtungstube ein Sichtgerät (Firma Elema - Schönander, Stockholm), das dem Auge nur Filmlicht zukommen läßt, große umliegende Lichtflächen ausschließt, binokulares Sehen gestattet und das Bild vergrößert.
4. Die Leuchtdichte der Schaukastenmattscheibe soll in weiten Grenzen variabel sein (Schober und Klett (69), Bergerhoff (7), Spiegler (79)). In diesem Sinne werden auch die von letzteren Autoren vor-

geschlagenen Sucherlichtanlagen verwendet, die es gestatten, auf der Schaukastenmattscheibe einen interessierenden Bildausschnitt durch zusätzliche Beleuchtung aufzuhellen und somit die Erkennbarkeit tiefer geschwärzter Details zu steigern.

VII . Methodik

=====

A. Prinzip der Photometrie

Die Photometrie beruht auf der Möglichkeit, die Intensität des Lichtes durch dessen Umwandlung in elektrischen Strom messen zu können. Dazu bedient man sich der Photozelle, im engeren Sinne der Photokathode. Das Prinzip ist nach H a l l w a c h s (39), E l s t e r und G e i t e l (26,27) folgendes: Aus bestimmten im Vakuum mit Licht bestrahlten Metallen (meist Alkalimetalle) werden Elektronen abgelöst und emittiert (sogenannter äußerer lichtelektrischer Effekt). Es fließt ein Photostrom i_{ph} bestimmter Stärke. Wird zusätzlich eine Anodenspannung U angelegt, so läßt sich der Photostrom in Abhängigkeit von U verändern. Wird die Anodenspannung zunehmend negativ, dann nimmt i_{ph} ab und erreicht den Wert Null beim sogenannten negativen Maximalpotential U_m . Die Energie (E c k a r t (22)) der ausgelösten Elektronen ist ausschließlich von der Wellenlänge des Lichtes abhängig, nicht aber von dessen Intensität. Mit abnehmender Wellenlänge verschiebt sich U_m gegen höhere, negative Anodenspannungen. Steigt dagegen die Lichtintensität, dann erhöht sich die Anzahl der ausgelösten Elektronen, nicht aber, wie gesagt, deren Energie. Ein absorbiertes Lichtquant $h \cdot \nu$ kann höchstens ein Elektron freisetzen, und zwar wird die Energie des Lichtes als Austrittsarbeit $h \cdot \nu_0$ des Elektrons aus der Kathode und als kinetische Energie des Elektrons umgesetzt. Für die Umsetzung der Energie eines Lichtquanten in kinetische Energie des Elektrons ergibt sich also die Einstein'sche Beziehung:

$$h \cdot \nu = e U_m + h \cdot \nu_0.$$

Als wesentliche Aussage des Einstein'schen Gesetzes interessiert uns hier die Feststellung, daß unter gewissen Voraussetzungen physikalischer Natur, die hier nicht näher erörtert werden sollen, der Photostrom proportional zur einfallenden bzw. absorbierten

Lichtintensität ist. Beim Austritt der Elektronen in den feldfreien Raum bevorzugen sie keine besondere Richtung. Ihre Anzahl pro Querschnittseinheit ist senkrecht zur Oberfläche am größten, nach den Seiten nimmt sie nach einer bestimmten Winkelverteilung, dem Lambert'schen Cosinusetz ab (I v e s , O l p i n und J o h n s r u d (44)). Wird jedoch ein äußeres Feld angelegt, dann werden die Elektronen in Feldrichtung beschleunigt und die unter größerem Winkel zur Senkrechten auf der Austrittsebene losgelösten Elektronen bewegen sich nun ebenfalls in Richtung des Feldes.

B. Mikrophotometrie, Wahl der Spaltgröße

Eine praktische Nutzenanwendung des äußeren Lichtelektrischen Effektes ist die Messung von Lichtintensitäten, die Photometrie. So bedient man sich auch bei Schwärzungsmessungen von Röntgenfilmen (Densitometrie) dieser Möglichkeit. Hier mißt man, um beispielsweise die Gradationskurve eines Filmes zu ermitteln, die einer bestimmten aufgestrahlten Dosis von Röntgenstrahlen entsprechenden Felder nach ihrer Transparenz aus. Mit bestimmten noch zu erwähnenden Vorrichtungen kann man aber auch wie in unserem Falle kontinuierlich fortlaufende Messungen an Filmen vornehmen. Hierzu werden Mikrophotometer verwendet, an denen man die Größe des auszumessenden Feldes bzw. den Querschnitt des Lichtbündels sehr klein einstellen kann, praktisch bis zur Wiedergabe statistischer Schwankungen der Filmschwärzung. - Dieser extrem kleine Beleuchtungsspalt ist nicht immer erwünscht und wurde auch in den vorliegenden Untersuchungen, die mit einer Spaltabmessung von 1×1 mm vorgenommen wurden, aus folgenden Gründen nicht erstrebt:

1. Ein auf dem Röntgenbilde erkennbares und somit auch gut abgrenzbares Detail muß in der Photometerkurve "wiedergefunden" werden können. Einem bei optimalen Betrachtungsbedingungen im Bilde wahrgenommenen Infeld und seinem

Umfeld sollen somit auch die entsprechenden Photometer-ausschläge mit Sicherheit zugeordnet werden können.

2. Die gröbere Spalteinstellung nivelliert zwar die statistischen Schwankungen, gibt aber bei einem klinisch interessanten und genügend großen Detail einen Photometer-ausschlag, den man eindeutig auf ein bestimmtes Bilddetail beziehen kann. Dagegen liefert das Gerät bei feiner Spalteinstellung eine an Maxima und Minima reiche Photometerkurve, an der jedoch nicht immer eindeutig zu zeigen ist, wo ein Plateau beginnt und aus welchen Werten der Kontrast eines Bilddetails berechnet werden kann.

3. Ausgehend von der Tatsache, daß im Organismus keine scharfen Kanten vorkommen (anatomische Unschärfe) wie beim Phantom und unter Berücksichtigung der bekannten Unschärfefaktoren, liefert eine extrem feine Spalteinstellung keine besonderen Vorteile, sondern erschwert nur die Auswertung der gemessenen Schreiberdiagramme. Zur Angabe von Größe und Unschärfe klinisch interessierender Details war daher die Spaltabmessung von 1 x 1 mm am zweckmäßigsten. Voruntersuchungen ergaben, daß bei dem in dieser Arbeit festgelegten Auswertungsmodus der Schreiberkurven bei Übergang zu kleineren Spaltbreiten keine wesentlichen Änderungen der Meßergebnisse auftreten.

C. Meßvorgang

Für die Messungen wurde das Schnellphotometer III der Jenoptik Jena GmbH in Kombination mit dem Standard Kompensationsschreiber G₁ B₁ der Jenoptik Jena GmbH verwandt. Die Wirkungsweise ist kurz gesagt folgende: Der zu photometrierenden Stelle des Filmes wird von einer 12 Volt - 50 Watt - Lampe durch ein optisches System Licht zugeleitet. Die durchfallenden Lichtintensitäten werden über ein aus Linsen und Prismen bestehendes Projektionssystem auf ein Photoelement geleitet, wo sie einen ihrem

Betrag proportionalen Photostrom erzeugen, der mit Hilfe des Kompensationsschreibers auf einem Papierband registriert wird.

In praxi wurde bei den Messungen so vorgegangen: Es wurde eine Stromquelle von 12 Volt verwendet. Der zu messende Film wurde auf den Drehtisch zwischen zwei Glasplatten aufgelegt, mit einer Halterung befestigt und die zu photometrierenden Stellen so auf das auftreffende Lichtbündel ausgerichtet, daß der ganze Meßvorgang reproduzierbar ist. Über das Projektionssystem wird das Bild dreifach linear vergrößert auf einen weißen Schirm vor dem Photoelement geworfen und darauf mit Hilfe des Projektorobjektives scharf eingestellt. Der Projektionsschirm besitzt in der Mitte ein Fenster, das in Länge und Breite verstellbar ist und entsprechend begrenzte Lichtflächen dem Photoelement zur Registrierung durchläßt. In den vorliegenden Untersuchungen wurde eine Spaltgröße von 3×3 mm gewählt, die unter Berücksichtigung des optischen Vergrößerungsfaktors einer Fläche von 1×1 mm auf dem Film entspricht. Der durch die verschiedenen Lichtintensitäten erzeugte Strom bewirkt an dem gekoppelten Kompensationsschreiber einen entsprechenden Zeigerausschlag. Bei zu hohen Lichtintensitäten, die den Skalenbereich des Schreibgerätes überschritten, wurden wahlweise Graugläser von 50, 25 oder 12,5 % Durchlässigkeit oder ein Graukeil als kontinuierlich wirkende Lichtschwächungsvorrichtung in den Strahlengang eingeschoben. So gelang es durchweg, brauchbare Zeiger- bzw. Schreibfederausschläge zu bekommen, d.h. nicht zu kleine und nicht zu große. Eine zusätzliche Variationsmöglichkeit war in Form einer Meßbereichänderung am Kompensationsschreiber gegeben, von der ebenfalls Gebrauch gemacht wurde. Die verwendeten Meßbereiche waren durchweg die von 2, 1 und 0,5. Das Papierband des Schreibers ließen wir mit einer Geschwindigkeit von 60 mm/min ablaufen. Gleichzeitig wurde der auf dem Drehtisch aufge-

legte Film auf einem Schlitten mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 12 mm/min kontinuierlich weiterbewegt, d.h. durch den Strahlengang hindurchgeleitet. Der Abbildungsmaßstab der Schreiberkurve gegenüber dem Röntgenfilm betrug somit 5 : 1, dem Verhältnis von Papiervorschub zu Filmvorschub.

Der Abbildungsmaßstab sowie die Laufgeschwindigkeiten wurden in Voruntersuchungen für unsere Belange als am zweckmäßigsten erachtet und wurden während der ganzen Versuchsserie konstant gehalten.

D. Berechnung des Kontrastes

1. Definition der Schwärzung: Nach H u r t e r und D r i f f i e l d ist die Schwärzung eines Filmes definiert als dekadischer Logarithmus der Opazität, also des Verhältnisses von auffallender zu durchgelassener Lichtmenge:

$$S = \lg \frac{i_0}{i} = \lg i_0 - \lg i$$

Da der reziproke Wert der Opazität die Transparenz ist, kann man die Schwärzung auch als negativen Logarithmus der Transparenz auffassen. Beispielsweise liegt die Schwärzung 1 vor, wenn

$$i = \frac{1}{10} i_0 \text{ ist, denn } \lg \frac{10}{1} = 1 ;$$

oder die Schwärzung 2 liegt vor, wenn

$$i = \frac{1}{100} i_0 \text{ ist, da } \lg \frac{100}{1} = 2 \text{ ist.}$$

Diese Definition, die seit langem in Gebrauch ist, hat den Vorteil, daß man Einzelschwärzungen addieren kann: $S = S_1 + S_2$; vor allem aber läßt sich der Kontrast als Differenz zweier Schwärzungen formulieren:

$$K = \Delta S = S_2 - S_1.$$

2. Definition des Kontrastes: Nehmen wir an, auf einem Film grenzen zwei Flächen unbekannter Schwärzungen S_1 und S_2 aneinander, so können wir nach obengenannter Formel S_1 und S_2 bestimmen: $S_1 = \lg i_0 - \lg i_1$, und $S_2 = \lg i_0 - \lg i_2$. Der Kontrast zwischen beiden Flächen wird wie gesagt als Schwärzungsdifferenz aufgefaßt, hier als:

$$K = S_2 - S_1 = (\lg i_0 - \lg i_2) - (\lg i_0 - \lg i_1),$$

also

$$K = \lg i_1 - \lg i_2 = \lg \frac{i_1}{i_2}.$$

Diese hier wiedergegebene Kontrastdefinition ist die in der Photographie gebräuchlichste und geläufigste (DIN 6829 (20)); jedoch existieren noch andere Definitionsmöglichkeiten, z.B.:

$$K = \frac{i_1 - i_2}{i_1} \quad \text{und} \quad K = \frac{i_1 - i_2}{i_1 + i_2}.$$

Insbesondere der zweite Ausdruck wird heute des öfteren gebraucht, da er in die Modulationsübertragungsfunktion Eingang gefunden hat.

3. Berechnung der Kontraste: Die durchgelassenen Lichtintensitäten i_1 , i_2 usw. wurden als Photometerskalenteile abgelesen. Nach der erwähnten Formel wird der Kontrast aus dem Logarithmus der jeweiligen Zahlenverhältnisse berechnet. Die wahlweise beim Photometrieren zwischengeschalteten Abschwächungsvorrichtungen (Graugläser bzw. -keile) bleiben, da die Abschwächung prozentual erfolgt, unberücksichtigt. Wichtig erwies sich jedoch eine stetige Nullpunkt-kontrolle. Der Kontrast eines Details mit dem Photometerausschlag (entsprechend der Transparenz) 136 zu seinem Umfeld mit dem Zahlenwert 60 zum Beispiel ist $\lg \frac{136}{60} = 0,355$.

E. Aufnahmebedingungen

Die zur Untersuchung gelangenden p.-a.-Lungenaufnahmen wurden alle bei 110 kV Röhrenspannung und einer Belichtungszeit von etwa 10 msec. aufgenommen. Entsprechend der exzentrischen Dominante (S t i e v e (80)) lag das Meßfeld des Belichtungsautomaten über der rechten Lunge. Die Fokusgröße betrug 2 mm, der Fokus-Film-Abstand 150 cm, der Objekt- (vordere Thoraxwand) Film-Abstand 6 cm. Bei diesen Abmessungen ist mit einem Vergrößerungsfaktor um etwa 1,1 und einer geometrischen Unschärfe von etwa 0,14 mm zu rechnen. Weiterhin wurden verwendet: FFH-Raster mit einem Schachtverhältnis von 12,5, Siemens-Saphir-Folne, Kodak-Regulix-Film. Die Entwicklung erfolgte automatisch in der Kodak-Entwicklungsmaschine M 4 bei 24° C.

VIII. Untersuchungen und Ergebnisse

A. Schwärzungskontrast, Bildunschärfe und Größe normaler und pathologischer Details

Zur Auswertung gelangten 20 Aufnahmen lungengesunder Patienten sowie 20 Aufnahmen mit pathologischen Befunden, wobei die verschiedenen Details nach der üblichen röntgenologischen Terminologie bezeichnet wurden:

- 1.) Normale Lungewebszeichnung.
- 2.) Normale Hilusstrukturen.
- 3.) Orthograd getroffene Gefäße.
- 4.) Quer getroffene Gefäße.
- 5.) Orthograd getroffene Bronchuslumina.
- 6.) Kleine Rundschatten.
- 7.) Chronisch entzündliche, proliferative und indurative Prozesse wie Bronchiektasen, Peribronchitis, verdickte Interlobien, Schwarten, Adhäsionen, Stauungs- und Strahlenfibrosen, Tuberkulose, Infiltrate usw.
- 8.) Silikoselunge I. Grades.
- 9.) Metastasen.
- 10.) Außerdem wurden die Verhältnisse zwischen Rippenkonturen und dem umliegenden Lungengewebe berücksichtigt.

1. Schwärzungskontraste:

Je nach Detailart fanden sich unterschiedliche bzw. charakteristische Häufigkeitsverteilungen der Schwärzungskontraste, wie Tabelle 2 zeigt. In den Abbildungen 7, 8 und 9 sind die Häufigkeitsverteilungen der Schwärzungskontraste von normaler Lungewebszeichnung, pathologischen Details und silikotischen Granulomen graphisch dargestellt. Es zeigt sich eine Häufung im Bereich der unteren Grenzwerte.

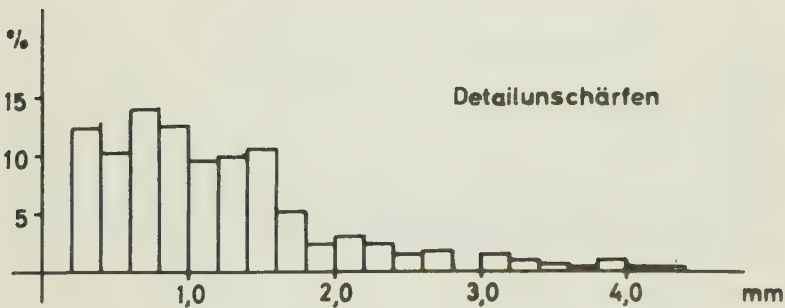
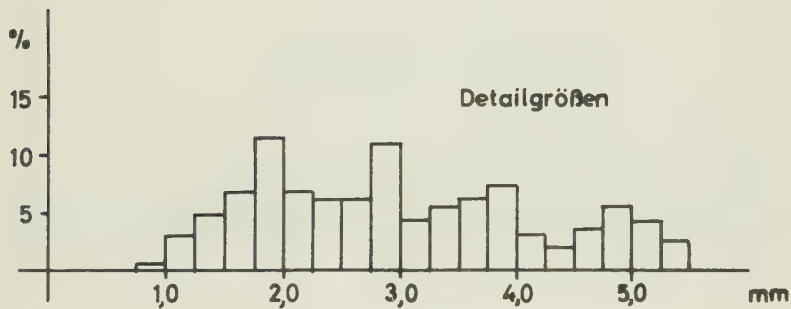
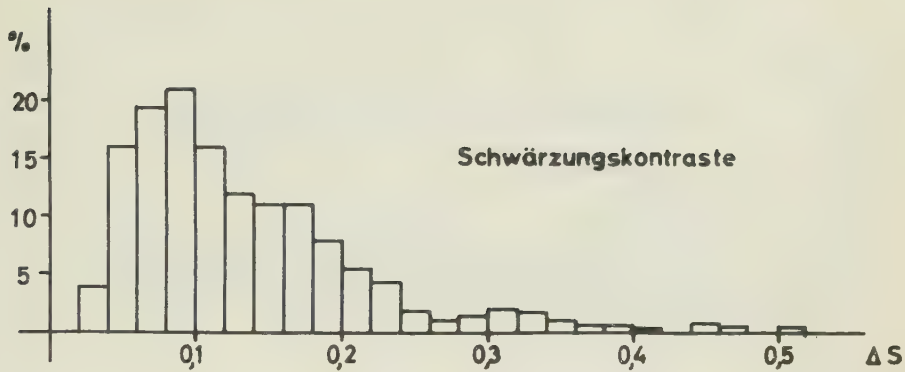


Abb. 7: Häufigkeitsverteilungsdiagramm der Schwärzungskontraste, Detailgrößen und Detailunschärfen von normaler Lungenstruktur in Röntgenaufnahmen. Aufnahmebedingungen: Belichtungszeit unter 10 msec. (Belichtungsautomatik) 110 kV, FFH-Raster

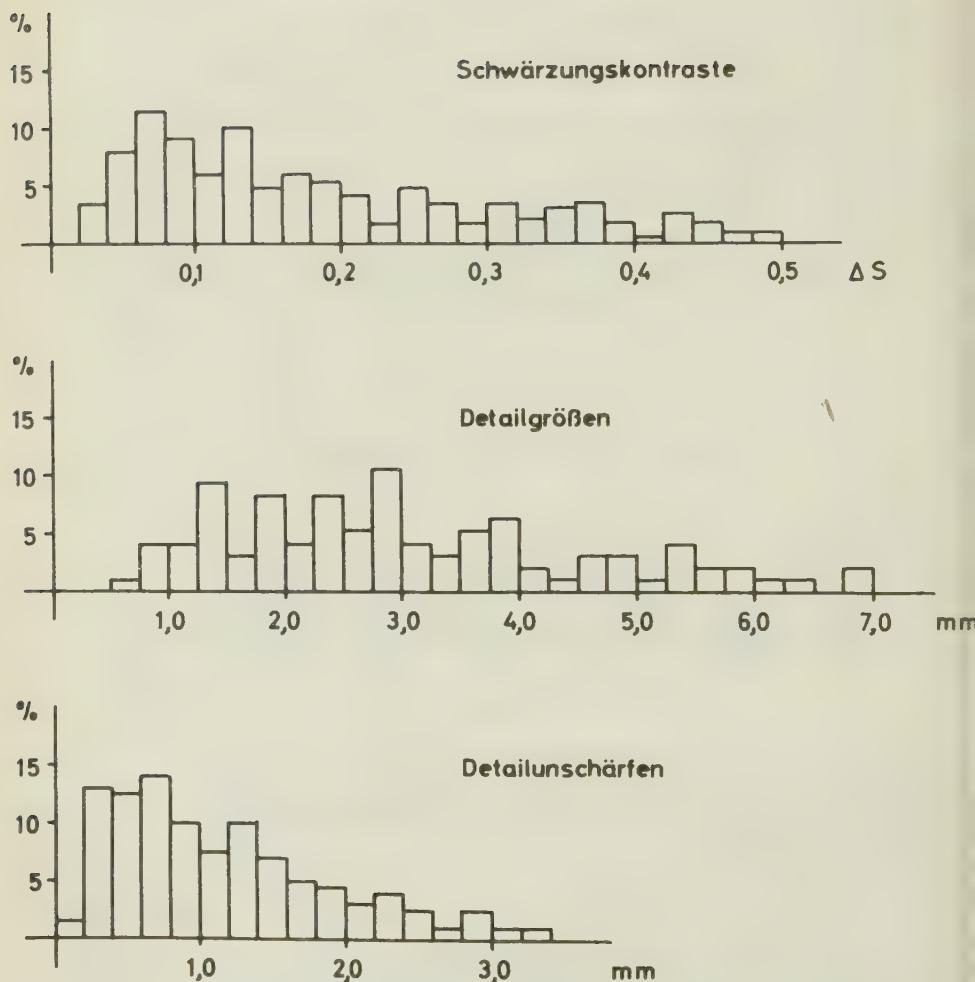


Abb. 8: Häufigkeitsverteilungsdiagramm der Schwarzungskontraste, Detailgrößen und Detailunschärfen von pathologischen Lungendetails.
Aufnahmebedingungen: Belichtungszeit unter 10 msec.
(Belichtungsautomatik) 110 kV, FFH-Raster

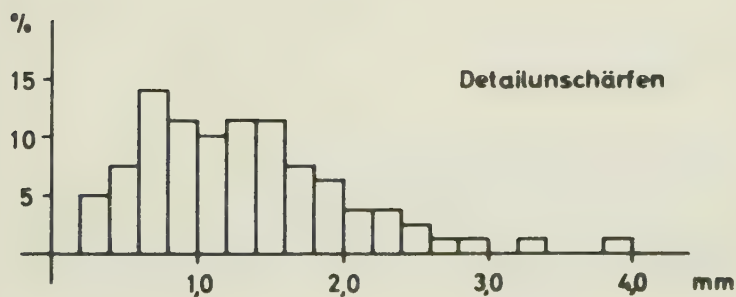
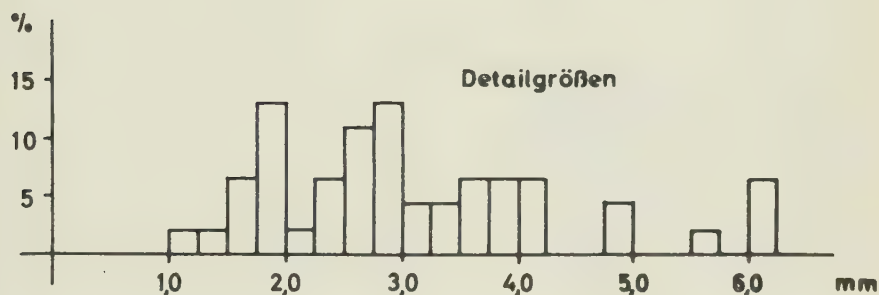
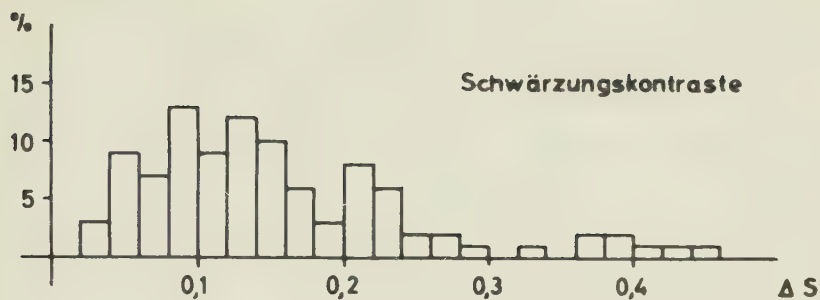


Abb. 9: Häufigkeitsverteilungsdiagramm der Schwärzungskontraste, Detailgrößen und Detailunschärfen von silikotischen Granulomen in Röntgenaufnahmen. Aufnahmebedingungen: Belichtungszeit unter 10 msec. (Belichtungsautomatik) 110 kV, FFH-Raster

Detail	ΔS	Verteilungs- maximum
normale Lungenzeichnung	0,02 - 0,4	0,06 - 0,1
quer getroffene Gefäße	0,05 - 0,8	0,08 - 0,28
orthograd getroffene Bronchus- lumina	0,04 - 0,40	0,07 - 0,22
orthograd getroffene Gefäße, Hilusstrukturen, kleine Rund- schatten	0,06 - 1,00	0,06 - 0,35
chronisch-entzündliche, pro- liferative und indurative Prozesse (Bronchiektasen, Peribronchitis, Interlobien, Schwarten, Adhäsionen, Fi- brosen, Tbc, Infiltrate etc.	0,02 - 1,0	0,2 - 0,5
Silikotische Granulome	0,03 - 0,45	0,05 - 0,23
metastasen	0,08 - 0,8	0,12 - 0,3
Rippenränder neben Lungen- gewebe	0,1 - 0,5	0,2 - 0,4

Tab. 2: Übersicht über die Größe der Schwärzungskontraste, wie sie bei verschiedenen normalen und pathologischen Details in Lungen-Röntgenaufnahmen auftreten, die bei 110 kV Röhrenspannung und einer Belichtungszeit unter 10 msec. angefertigt wurden.

Wie sich in der Mikrophotometerkurve einige klinisch besonders interessante Details darstellen und mit welchem Kontrast sie sich von ihrem Umfeld abheben, zeigen die Abbildungen 10, 11 und 12.

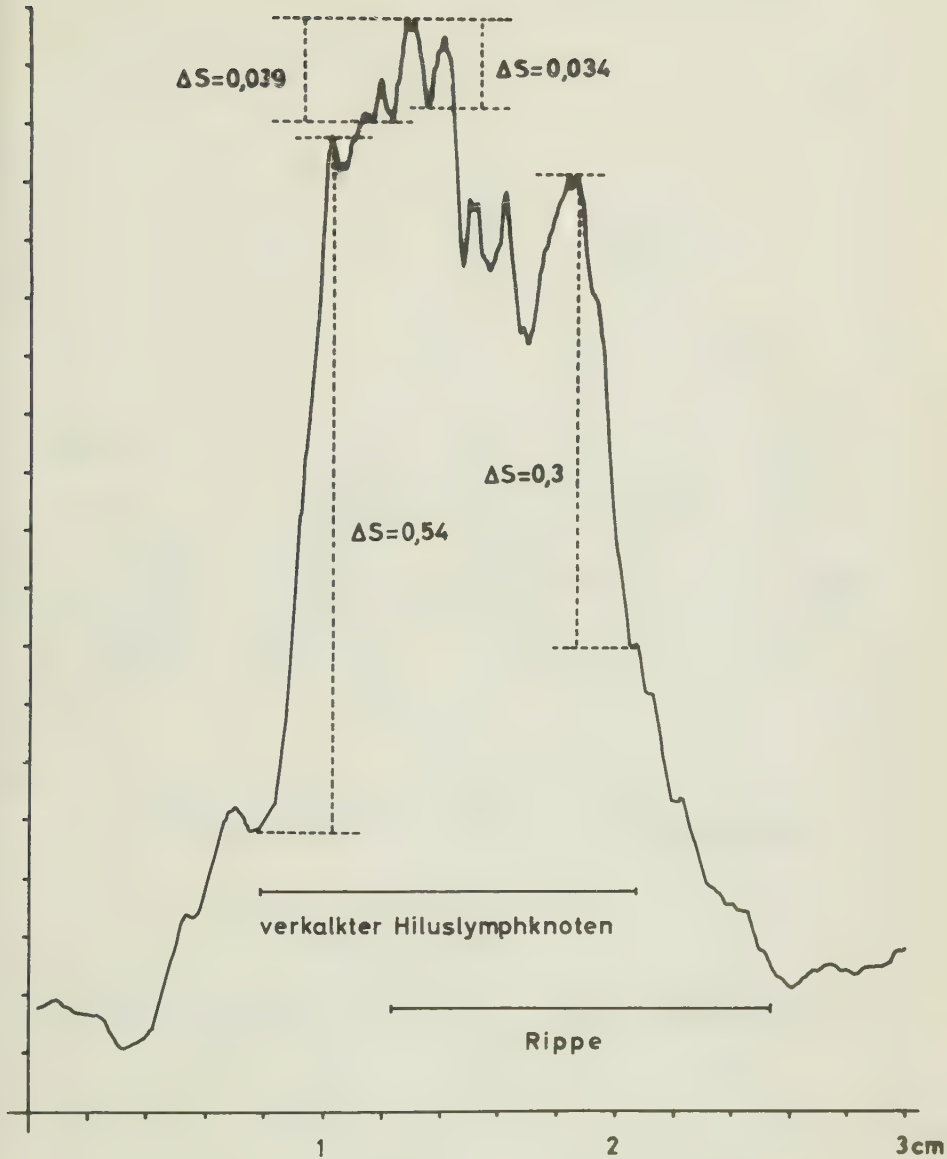


Abb. 10: Erklärung der Meßmethode an Hand einer Mikro-
photometerkurve durch einen verkalkten Hilus-
lymphknoten.

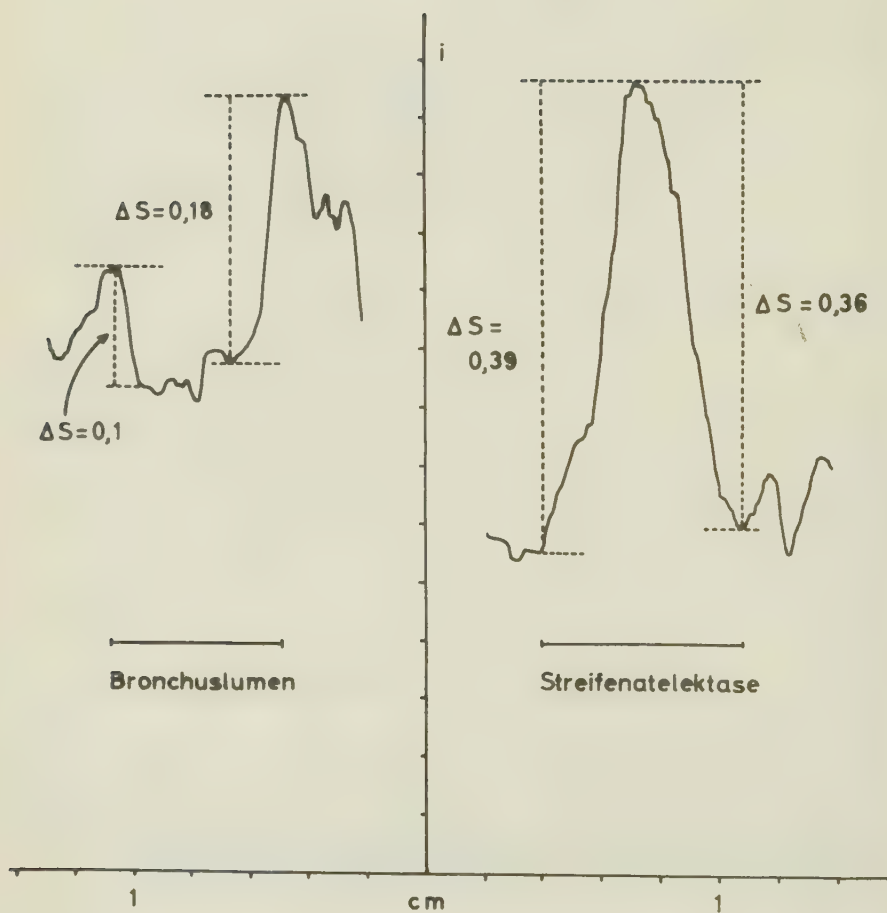


Abb. 11: Mikrophotometerkurven eines Bronchus und einer Streifenatektase in einer Lungenaufnahme.

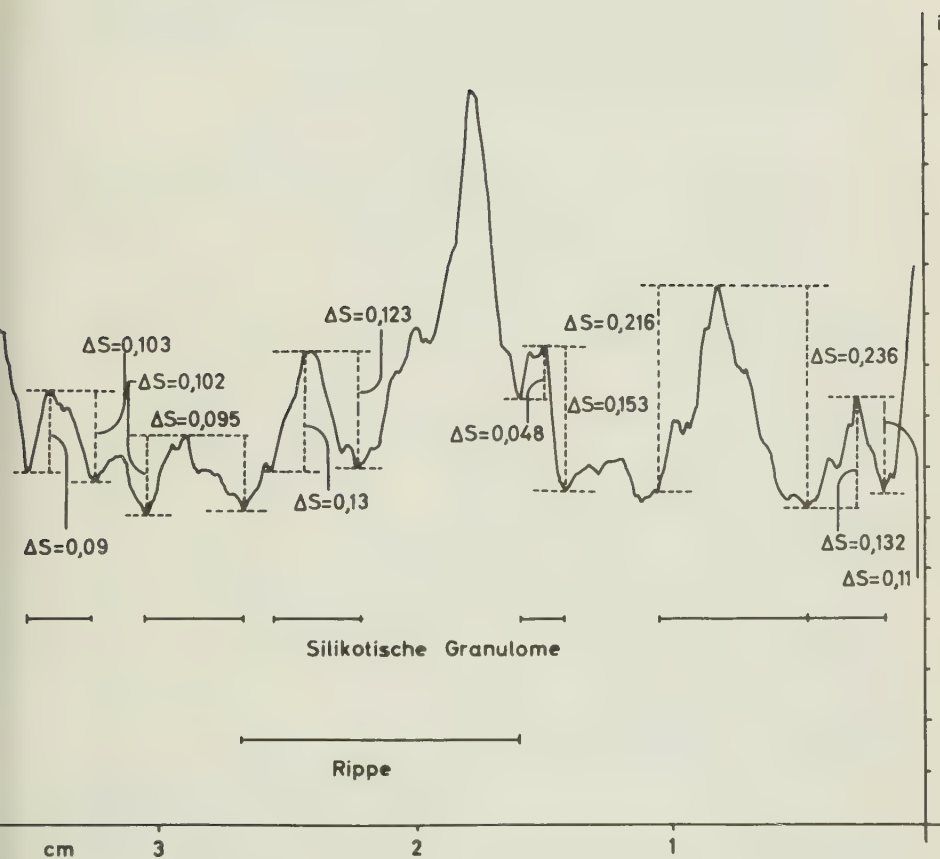


Abb. 12: Mikrophotometerkurven aus der Aufnahme einer Silikoselunge.

2. Bildunschärfen

Auch die den verschiedenen Detailarten zuzuordnenden Bildunschärfen zeigen charakteristische Häufigkeitsverteilungen, die ebenfalls eine gewisse Strukturierung zu den unteren Werten zeigen, wie aus den Abbildungen 7, 8 und 9 ersichtlich ist. Die folgende Tabelle 3 gibt eine Übersicht der Meßwerte.

Detail	Bildunschärfe in mm	Verteilungs- maximum bei
normale Lungenzeichnung	0,2 - 3,4	0,8 - 1,0
quer getroffene Gefäße	0,4 - 3,5	0,6 - 2,0
Orthograd getroffene Bronchuslumina	0,4 - 2,5	0,6 - 1,0
Orthograd getroffene Gefäße, Hilusstrukturen, kleine Rundschatten	0,4 - 4,0	0,4 - 2,5
chronisch-entzündliche, proliferative und indurative Prozesse (Bronchiektasen, Peribronchitis, Interlobien, Schwarten, Adhäsionen, Fibrosen, Tbc, Infiltrate etc.	0,2 - 3,5	0,4 - 2,0
Silikotische Granulome	0,3 - 4,0	0,6 - 1,5
Metastasen	0,5 - 3,0	1,0 - 2,0
Rippenränder neben Lungengewebe	0,4 - 2,4	1,2 - 1,4

Tab. 3: Übersicht über die Größe der Bildunschärfe von verschiedenen normalen und pathologischen Lungendetails. Aufnahmebedingungen: 110 kV Röhrenspannung, unter 10 msec. Belichtungszeit (Belichtungsautomatik)

3. Detailgrößen

wenngleich die Größenangaben, wie noch zu besprechen sein wird, aus mehreren Gründen problematisch sind, zeigt sich doch auch hier, zumindest qualitativ eine bestimmte Strukturierung der Häufigkeitsverteilung. Da die Größen der Rippen bekannt und entsprechende Angaben im Hinblick auf die hier vorgezeichnete Problematik uninteressant sind, finden sich keine Erwähnung. Ebenso lassen sich über die Größe von Metastasen vergleichsweise keine Angaben machen: sind sie noch klein, dann imponieren sie als kleine Rundschat-
 ten, die bei entsprechender Lage, Häufigkeit und klinischem Verdacht als solche angesprochen werden können.

Detail	Größe in mm	Verteilungs- maximum bei
normale Lungenzeichnung	0,8 - 5,0	2,0 - 3,0
quer getroffene Gefäße	1,5 - 9,0	3,0 - 6,0
Orthograd getroffene Bronchus- lumina	im Lumen 2,0 - 6,0	---
Orthograd getroffene Gefäße, Hilusstrukturen, kleinere Rundschat- ten	1,2 - 9,0	3,0 - 6,0
chronisch-entzündliche, pro- liferative und indurative Pro- zesse (Bronchiektasen, Peri- bronchitis, Interlobien, Schwarten, Adhäsionen, Fibro- sen, Tbc, Infiltrate etc.	0,5 - 7,0	1,0 - 4,0
Silikotische Granulome	1,0 - 6,0	1,6 - 4,2

Tab. 4: Übersicht über die Größe der verschiedenen nor-
 malen und pathologischen Lungendetails.
 Aufnahmebedingungen: 110 kV Röhrenspannung, unter
 10 msec. Belichtungszeit (Belichtungsautomatik)

B. Belichtungszeit

Beim Vergleich dreier Filme, die mit 100 msec., 10 msec. bzw. 6 msec. bei gleichbleibender Röhrenspannung belichtet wurden, zeigt sich deutlich der Einfluß der Bewegung auf die Unschärfe der dargestellten Objektdetails. Die Mikrophotometerkurven dieser drei Aufnahmen mögen dies verdeutlichen (Abbildung 13). Die ansteigenden Schenkel bei 3,4 cm entsprechen der Herzkontur. Auf der 100 msec-Aufnahme zeigen sich streifige, diffuse, unscharfe Verschattungen im Unterfeld, mehr im Sinne einer Infiltration. Dieser Beobachtung entspricht der breite und auseinandergezogene Mikrophotometerkurvenverlauf. Bei 10 und 6 msec. Belichtungszeit zeigen sich recht scharf begrenzte Adhäsionsstränge, die zum Zwerchfell ziehen. Vom infiltrativen Charakter der 100 msec-Aufnahme ist hier nichts mehr zu bemerken. Daß sich lokalisationsmäßig die einzelnen Kurvenspitzen nicht ganz entsprechen, liegt daran, daß die Aufnahme am lebenden Patienten durchgeführt wurde und dadurch die Atemphasen nicht genau übereinstimmen.

C. Darstellung von Lungendetails in Abhängigkeit von Röhrenspannung und Rastern

1. Die Beeinflussung des Kontrastes durch die Röhrenspannung

An Hand eines anatomisch und topographisch gut zu lokalisierenden Lungendetails soll gezeigt werden, wie der durch Erhöhen der Spannung abnehmende Kontrast sich auf den Kontrastgradienten des Bilddetails auswirkt. Zur Auswertung wurden Leichenlungenaufnahmen herangezogen, da bei ihnen eine gleichbleibende Lage des Objektes und damit vergleichbare Abbildungsbedingungen gewährleistet sind. Röntgendiagnostisch zeigte sich hier im Unterfeld eine scharf begrenzte strangförmige Verschattung mit relativ hohem Detailkontrast. Es wurden Aufnahmen unter Verwendung eines Streustrahlenrasters bei 50, 65, 100 und

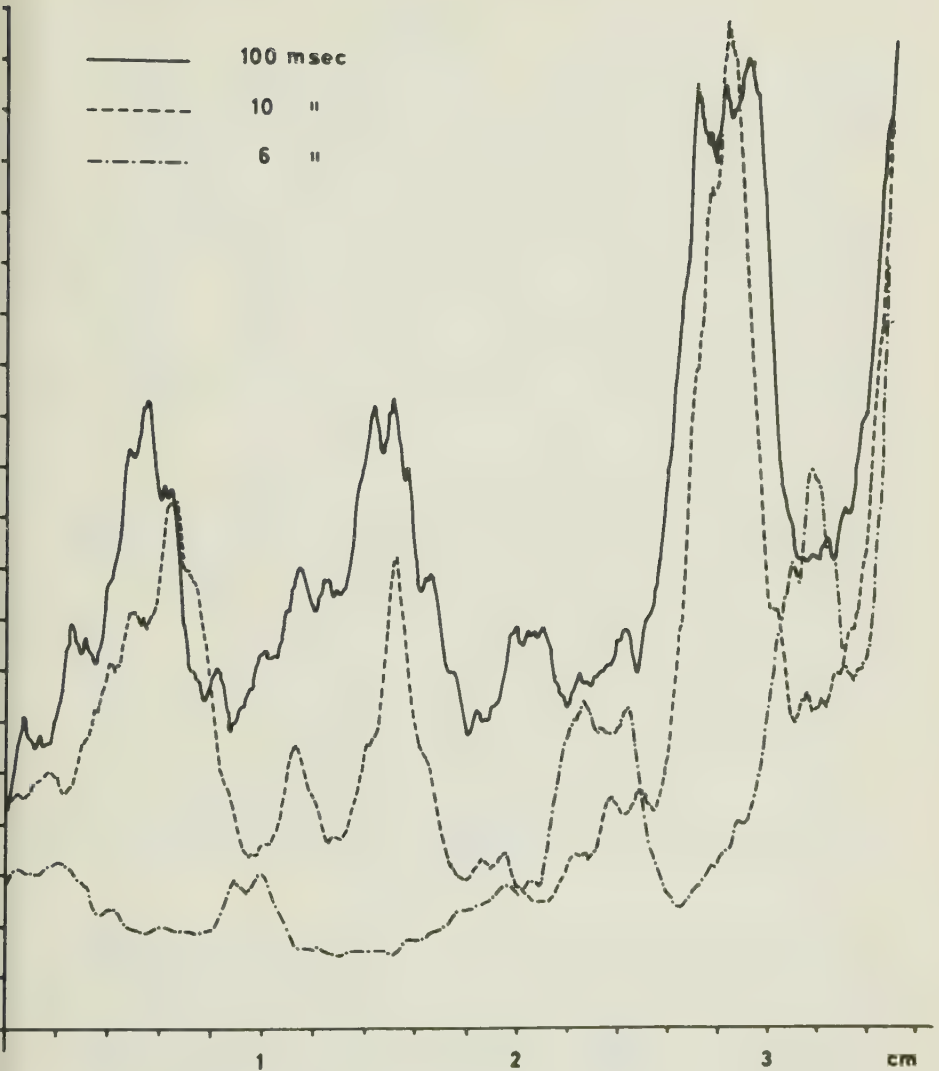


Abb. 13: Mikrophotometerkurven aus 3 Lungenaufnahmen, die mit verschiedenen Belichtungszeiten angefertigt wurden

150 kV angefertigt. Durch Verwendung von Belichtungsautomatik und maschineller Entwicklung war eine gleichbleibende mittlere Schwärzung um 0,8 gewährleistet. Das erwähnte Bilddetail wurde durch die Mikrophotometerkurve analysiert, wobei durch zusätzliche Messung der absoluten Schwärzung mit einer der üblichen Densitometer das Detail hinsichtlich Größe, Schwärzung und Kontrast determiniert war. Die nach diesen Messungen angefertigten Kurven zeigt die Abbildung 14. Man erkennt deutlich, wie der Kontrast mit steigender Röhrenspannung abnimmt. Da der Umschlagspunkt der Kurven etwa gleich bei $S = 0,55$ liegt, ist dieser Kontrastverlust hauptsächlich auf eine "Abtragung" des Helligkeitsgipfels zurückzuführen.

2. Beeinflussung des Kontrastes durch Raster.

Im Raster hat man das wirkungsvollste Mittel, die Streustrahlen zu eliminieren. An Hand des oben erwähnten klinisch diagnostizierten Details ist diese Tatsache wiederum gut zu demonstrieren. Gegenüber der Aufnahme ohne Raster vergrößert sich mit steigendem Wirkungsgrad der Detailkontrast (Abb. 16), der Anstieg der Kurve wird steiler. Beachtlich ist hier wiederum die Zunahme des Helligkeitsgipfels bei 0 mm: hier zeigt sich besonders gut die Fähigkeit der Raster, die Streustrahlung hinter einem schattengebenden Detail zu reduzieren.

Die Änderung der Anstiegssteilheit der Kurve von einem Schwärzungsniveau zum anderen ohne und mit Anwendung von Rastern ist aus Abb. 15 zu entnehmen; selbst bei dem hier vorliegenden streustrahlenarmen 50 kV-Weichstrahlbild ist dieser Effekt bei der Abbildung des obengenannten Bilddetails deutlich.

3. Die Abhängigkeit des Kontrastes von der Lage des Objektdetails.

Die S p i e g l e r 'sche Feststellung, daß der Kon-

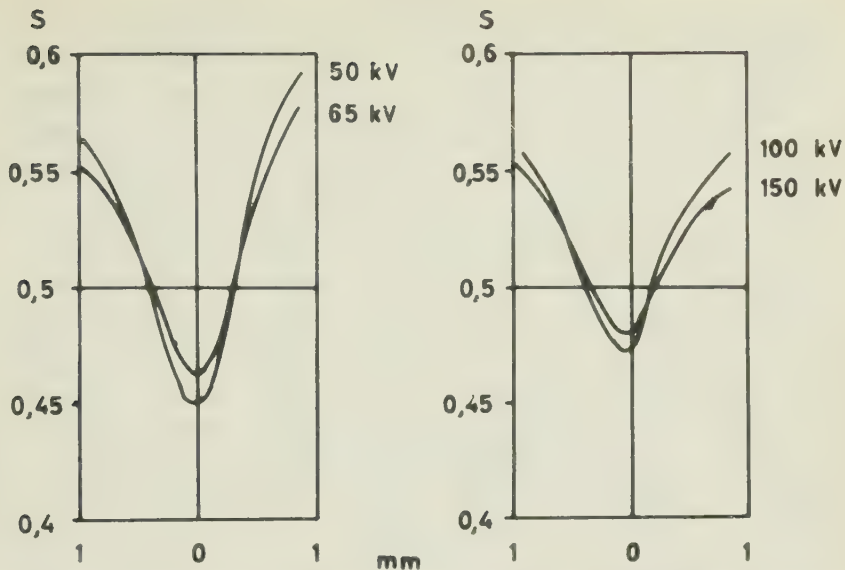


Abb. 14: Änderung der Kontrastgradienten an einem Lappenspalt in Abhängigkeit von der Aufnahmespannung.

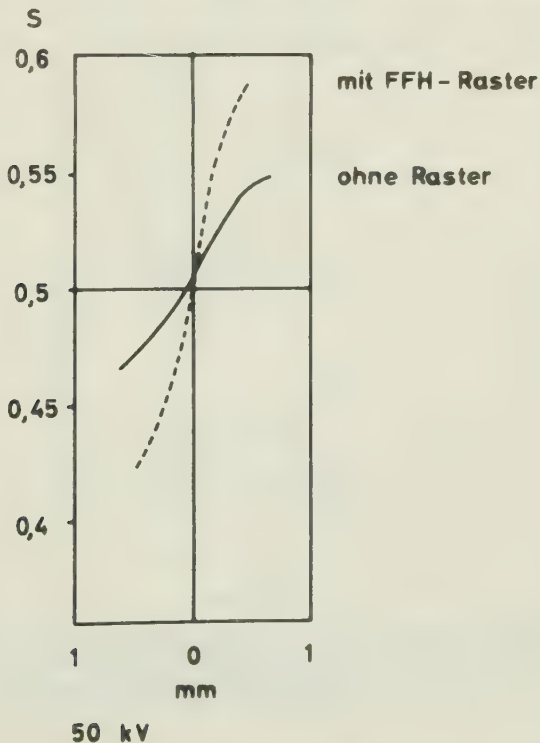


Abb. 15: Änderung des Kontrastgradienten durch unterschiedliche Streustrahlenanteile.

trastgradient eines Objektdetails mit zunehmender Entfernung vom Film kleiner wird, gab die Veranlassung, diese Tatsache bei zwei auf einer Lungenaufnahme zu findenden Details bestätigt zu sehen: auf der 50 kV-Lungenaufnahme einer Leiche finden sich im Unter- und im Mittelgeschoß zwei scharf abgrenzbare strangförmige Verschattungen, die als verdichtete Interlobärspalte zu deuten sind. Ihre topographische Lage läßt die Vermutung zu, daß der eine nahe der vorderen Thoraxwand, der andere entfernter liegt. Die Erwartung, daß das filmfernere Detail kontrastärmer abgebildet wird, läßt sich durch Messung bestätigen. Vergleichbare Aufnahmen mit und ohne Raster lassen (Abb. 17) erkennen, daß der Gewinn an Kontrast unter Verwendung eines Rasters bei dem filmfernen Detail (1.) größer ist als bei dem filmnahen (2.), insbesondere durch eine Vergrößerung des Helligkeitsgipfels.

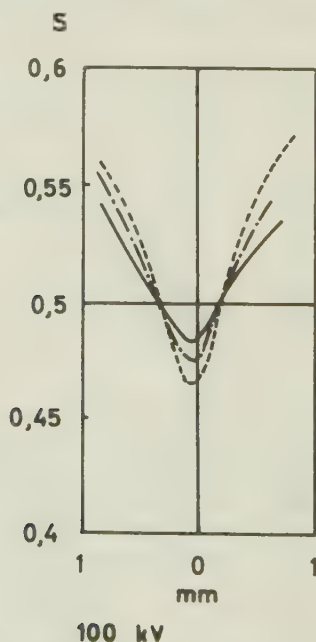


Abb. 16: Änderung des Kontrastgradienten durch unterschiedliche Streustrahlenanteile.
 — ohne Raster, --- mit FF-Raster, ---- mit FFH-Raster

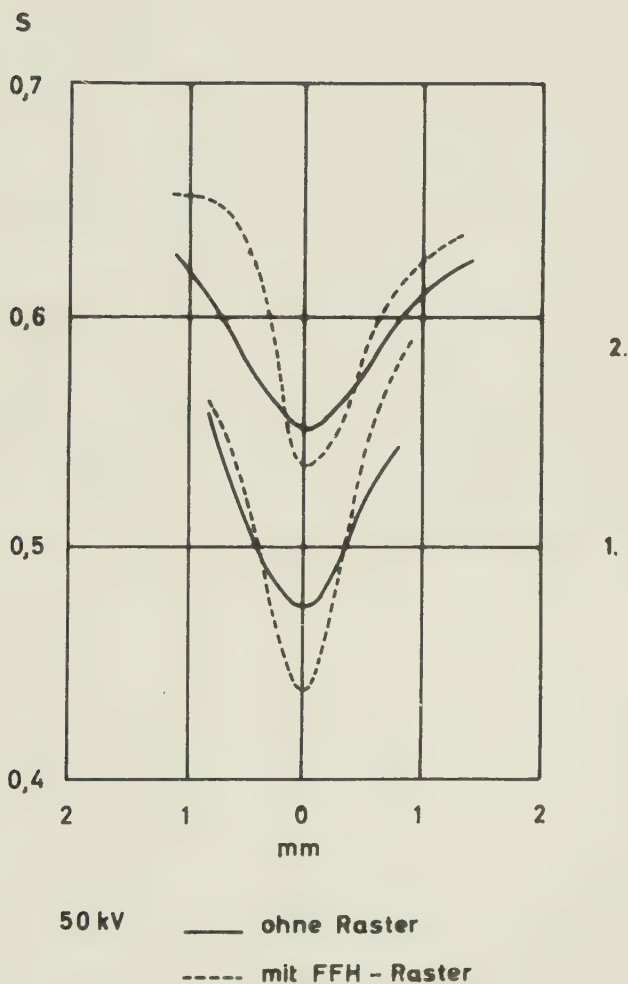


Abb. 17: Änderung der Kontrastgradienten zweier Interlobärspalten, von denen der eine filmfern (1) und der andere filmnah (2) liegt.

D. Abhängigkeit des Kontrastes von der Detailgröße

Bei der Auswertung der hier vorliegenden Untersuchungsreihen läßt sich die Frage nach dem Zusammenhang zwischen Größe und Schwärzungskontrast normaler Lungendetails zumindest größenordnungsmäßig beantworten. Von Phantomen bzw. Rasteruntersuchungen her ist diese Tatsache bekannt und in Form der Modulationsübertragungsfunktion sogar mathematisch formulierbar. In Form eines Punktwolkendiagramms (Abb. 18) wurden 100 willkürlich ausgewählte normale Lungendetails (Lungenparenchymstruktur auf Röntgenaufnahmen lungengesunder Probanden) nach ihrem Schwärzungskontrast als Funktion der Detailgröße aufgetragen. Die Punktverteilung läßt einen deutlichen Anstieg, d.h. eine Zunahme ihres Kontrastes bis zur Detailgröße von etwa 4 mm erkennen; von hier ab jedoch streuen die Werte erheblich, ohne daß dabei eine augenfällige Regelmäßigkeit beobachtet werden kann.

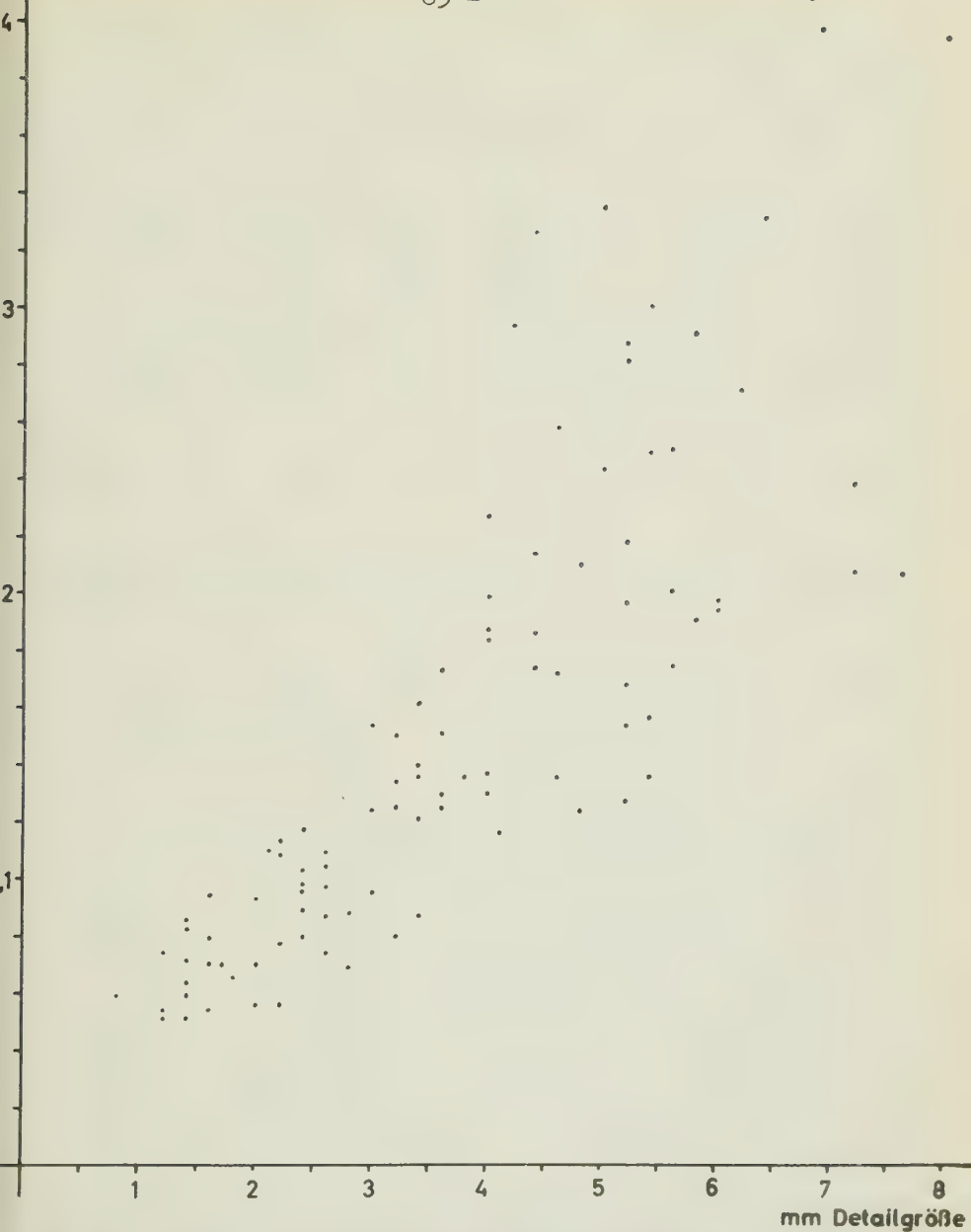


Abb. 18: Abhängigkeit des Schwärzungscontrastes von der Detailgröße. Auswertung von 100 willkürlich ausgewählten normalen Lungendetails.

IX. Diskussion

=====

Der klinisch tätige Röntgenologe pflichtet der Feststellung von N e m e t , C o x und H i l l s (53) bei: The structure of the tissues under consideration is so complex that no phantom can completely simulate the real medical problem. - Daher ist man immer wieder bestrebt, natürliche oder möglichst naturgetreue Objekte zum Gegenstand der Untersuchung heranzuziehen. Die in dieser Arbeit vorgenommenen Messungen dienen z.T. als Ergänzung experimentell-theoretischer Ergebnisse.

1. Detailgröße: Das Ziel der Untersuchungen an Rasterphantomen (R ö h l e r (61,62), H ö f e r t (42,43)) sowie der Arbeit von B u r g e r (15) und vielen anderen Autoren war es stets, in Form der Detailgröße einen Wert zu ermitteln, der die limitierte Leistungsfähigkeit von Abbildungssystemen charakterisiert. Grob gesagt, galt hier das kleinste noch erkennbare Detail bei einem bestimmten Kontrast als der Prüfstein für die Bildgüte. Bei der Weiterentwicklung von Röntgenfernsehkettten, Bildwandlern, Schirmbildverfahren usw. stellt sich jedoch auch die Frage nach der Größe der darzustellenden natürlichen Details. Zur Beantwortung dieser Frage sind Untersuchungen an Lungenübersichtsaufnahmen daher am sinnvollsten, weil letztere für den Mediziner eine der detailreichsten, unterschiedlichsten, klinisch interessantesten und mithin informationsträchtigsten Abbildungen überhaupt sind. Die Tabelle 4 gibt die am häufigsten vorkommenden gut abgrenzbaren Details und ihre Größen, die Abbildungen 7, 8 und 9 geben ihre Häufigkeitsverteilungen wieder. An dieser Stelle muß nochmals darauf hingewiesen werden, daß die hier untersuchten Lungenaufnahmen ausschließlich mit einer Röhrenspannung von 110 kV und einer Belichtungszeit unter 10 msec. angefertigt wurden. Es soll hier betont werden, daß neben dem Häufigkeitsgipfel in erster Linie die unter-

ste Begrenzung der Detailgröße als ungefährender Richtwert anzusehen ist. Wie sich in den Abbildungen zeigt, liegt der untere Grenzwert bei pathologischen Details etwas tiefer als bei normalem Lungengewebe, d.h. pathologische Details sind oft klein. Da diese das größere klinische Interesse beanspruchen, darf auf Grund der Messungen gefordert werden, daß ein Detail von 0,5 - 1 mm Ausdehnung noch abgebildet werden muß. Insbesondere gilt dies für ein miliares oder miliaris-ähnliches Röntgenbild, wie es neben der heute selteneren akuten, subakuten oder chronischen Miliartuberkulose oder der Landouzy-Sepsis insbesondere bei nicht-tuberkulösen Erkrankungen anzutreffen ist (van de W e y e r und B u h l (90)): Miliare Bronchopneumonien bei Masern, Grippe, Keuchhusten, multiple Lungenabszesse bei Sepsis, bei der urämischen Lunge, bei Mitralvitien, Morbus Boeck, Mykosen, Lymphogranulomatose, Leukämie, Karzinose und Staublungen-Erkrankungen.

Daher wurden in dieser Arbeit auch zwei Aufnahmen mit der Diagnose "Silikose Lunge I. Grades" untersucht. Pathologisch-anatomisch besteht unser Objektdetail hier aus dem typischen Silikoseknötchen: konzentrisch gelagertes hyalines Bindegewebe mit einem schmalen Staubzellensaum, um den sich kompensatorisch ein perinoduläres Emphysem entwickelt (H a m p e r l (40)). Physikalisch gesehen gewährleisten hier Detaildicke und Begrenzung des Silikoseknötchens gegenüber dem Umfeld gute Abbildungsbedingungen hinsichtlich des Kontrastes. Limitierend ist die Detailgröße, die bei den hier untersuchten beginnenden Silikosen I. Grades bei einem Grenzwert von 1 mm und einer Häufung um 1,6 - 4,2 mm lag. Daß die Detailgröße im Objekt aber etwas kleiner sein muß als die Größe der Bilddetails, ist mit Sicherheit anzunehmen. Denn unter den vorliegenden Aufnahmebedingungen beträgt die geometrische Unschärfe, wenn man den Objekt-Film-Abstand von der Thoraxmitte aus rechnet, etwa 0,24 mm und die Unschärfe der verwendeten Verstärkerfolien nach M e i l e r etwa 0,4 - 0,5 mm.

O l i v a und P i g n a t a r o (55, 56) betonen zurecht die Überlegenheit der Lungenstandardaufnahme, wenn es auf die Darstellung feinerer Lungenzeichnungen ankommt. Jedoch erscheint es wohl nicht gerechtfertigt, wie genannte Autoren aus ihren mikrophotometrischen Untersuchungen folgern, diese Aufnahmemethode in Konkurrenz zur Tomographie zu setzen, da den Kliniker bei der Beurteilung letzterer schließlich eine andere Fragestellung leitet. Außerdem lassen die sicher zu großen Spaltabmessungen am Mikrophotometer, dessen sich obige Autoren bedienten, eine Beurteilung der Lungenzeichnung nur schwerlich zu, da in den kurvenmäßigen Aufzeichnungen nur Grobstrukturen, hauptsächlich Rippen erscheinen.

2. Bildunschärfe: Nach den Erörterungen im theoretischen Teil dieser Arbeit ist die Bildunschärfe streng genommen ein rein physikalischer Begriff, indem er sich als Resultat verschiedener Einzelunschärfefaktoren formulieren läßt (B o u w e r s (11), M e i l e r (49 a,b,c), F r o m m h o l d (33,34), K l a s e n s (46), N e m e t , C o x und W a l k e r (54), S t i e v e (85)). In den hier vorliegenden Untersuchungen (s. Tabelle 3) wurde, analog einer Unschärfekurve, der abfallende Schenkel in der Mikrophotometerkurve als Bildunschärfezone aufgefaßt, was auch durch den optischen Eindruck im Bild gerechtfertigt erscheint. In dieser Bildunschärfe steckt jedoch zusätzlich zu den geometrischen Faktoren als wesentlicher Bestandteil die "anatomische Unschärfe", die es ja, wie vor allem S p i e g l e r (78) betont, nicht zu unterdrücken gilt. Wie aus Tabelle 3 ersichtlich, liegen die unteren Grenzwerte der gemessenen Unschärfen bei 0,2 - 0,5 mm. Nach B e r g e r (5) haben wir aber bei einer Aufnahmezeit von 10 msec., die bei den hier untersuchten Aufnahmen nicht überschritten wurden, in der Lunge mit einer Bewegungsunschärfe bis zu 1,9 mm zu rechnen. Im Hinblick auf diesen Hauptunschärfefaktor in der Lungenaufnahme bleiben die übrigen Unschärfefaktoren unberücksichtigt. Für

die Interpretation der Meßwerte in Tabelle 2 und 3 ergibt sich: a) die gemessene Unschärfezone überlappt sich mit der benachbarter Details, kann also nicht bis zu ihrem eigentlichen Ende verfolgt werden. b) Bilddetails, die selbst kleiner sind als $u_0 = 1,9 \text{ mm}$, können Halbschattenabbildungen sein und gehen schließlich, wenn sie sehr klein sind, gänzlich unter. c) Ich möchte annehmen, daß man erst bei Bilddetails ab 2 mm Größe von echten Kernschattenabbildungen sprechen darf, bzw. d) erst in einer Bildunschärfezone über 1,9 mm echte anatomische Unschärfe als dominierender Faktor steckt. e) Auch von diesen Ergebnissen her wird die S t i e v e 'sche (82,84) Forderung unterstützt, die Belichtungszeiten möglichst kurz zu halten. Bei 1 msec. liegt die maximale Unschärfe in der Lunge schon bei 0,19 mm (Tabelle 1), so daß die Darstellbarkeit jetzt durch geometrische, Streustrahlen- und Folienunschärfe begrenzt wird. Mit verkürzter Belichtungszeit bilden sich dann ein Teil der kleinen Details mit Kernschatten statt Halbschatten ab, der Kontrast wird angehoben: Steigerung des Informationsgehaltes.

Die diagnostische Bedeutung der kurzen Belichtungszeit geht aus den Mikrophotometerkurven in Abb. 13 deutlich hervor: Bewegungsunschärfe, Konturenverwischung und scheinbare Detailgröße der 100 msec-Aufnahme täuschen einen Befund vor, der erst bei kurzzeitig belichteten Aufnahmen richtig erkannt werden kann. B e r g e r (5) demonstriert an Abbildungen ebenfalls die diagnostische Bedeutung der richtigen Belichtungszeit: die Bewegungsunschärfe täuscht meist ein diffus infiltratives Geschehen vor, das sich bei richtiger Aufnahmetechnik als Stränge, Adhäsionen, Schwarzen und dergl. entpuppt.

3. Kontrast: Unter den Kriterien zur Beurteilung von Detailerkennbarkeit und Bildgüte kommt dem Kontrast die wesentlichste Bedeutung zu. Seine Abhängigkeit von Aufnahmespannung, Verwendung von Rastern und Lage des absorbierenden

Objektdetails im Gesamtobjekt ist Gegenstand einer Reihe von experimentellen und theoretischen Arbeiten gewesen (Wachsmann, Breuer und Buchheim (91), Frik, Gajewski, Wachsmann und Buchheim (32), Nemet, Cox und Hillis (53), Spiegler (78)). In den mehr qualitativen Untersuchungen wurde festgestellt, daß der Kontrast mit wachsender Strahlenhärte bei Unterschieden in der Ordnungszahl der Objektdetails stärker zurückgeht als bei Unterschieden in der Dichte, eine Tatsache, die sich für den Informationsgehalt einer Hartstrahl-Lungenaufnahme, wie schon erwähnt, günstig auswirkt. Quantitative Untersuchungen anhand von Thoraxphantomen aus Aluminium/Plexiglas und Bohrungsphantomen sind neuerdings von Desposits und Wachsmann (17) angestellt worden; die schon vorher bekannten Besonderheiten und die Beobachtung, daß der Objekumfang bei der Lungenaufnahme mit steigender Röhrenspannung erweitert wird, erfährt hier seine experimentelle Begründung. Stieve (84) mißt an einem Thoraxphantom aus wasser-äquivalentem Material (Plexiglas) und hochatomigen Stoffen (Jodlösung) den Dosiskontrast, wobei wie zu erwarten eine geringe Abnahme des Kontrastes bei wasser-äquivalentem Material und eine stärkere Abnahme bei hochatomigen Stoffen mit Erhöhung der Spannung zu verzeichnen ist. Bei Übertragung dieses Dosiskontrastes auf den Röntgenfilm zeigt sich bei Verwendung von Verstärkerfolien, daß die Schwärzungskurven etwas flacher verlaufen und die Kurven ohne Streustrahlenanteil nach oben rücken, d.h. in den Bereich höherer Schwärzung.

Die hier vorliegenden Untersuchungen, die an 110 kV-Lungenaufnahmen vorgenommen wurden, sollen einen quantitativen Anhalt dafür geben, mit welchem Kontrast sich die verschiedensten klinisch diagnostizierten Details abbilden. Man kann grundsätzlich feststellen, daß sie in einem sehphysiologisch günstigen Bereich liegen. Die Übersicht über die

Meßwerte in Tabelle 2 und die graphischen Darstellungen in den Abbildungen 7, 8 und 9 zeigen aber, daß die Kontrastverhältnisse bei den einzelnen Weichteildetails etwa in den gleichen Bereichen liegen. Lediglich bei pathologischen Details von großer Dichte, also chronisch-entzündlichen, proliferativen und indurativen Prozessen wie Bronchiektasen, Peribronchitis, Interlobien, Schwarten, Adhäsionen, Fibrosen, Tbc, Infiltraten etc. ist die Häufigkeitsverteilung der Schwärzungskontraste etwas zu Gunsten höherer Werte verschoben. Daneben gestalten sich die Kontrastwerte, mit denen sich Rippenränder von Lungengewebe abheben, nicht sehr auffällig. Das liegt sicher einmal an der verwendeten Technik (110 kV, Raster), andererseits daran, daß vorwiegend zentrale Bildpartien ausgemessen wurden, die mehr von diagnostischem Interesse sind als periphere, wo sich auch die Rippen erklärlicherweise kontrastreicher darstellen.

Ein Nachteil der Hartstrahltechnik liegt, wie erwähnt, in der Tatsache, daß der Kontrast im Vergleich zu Weichstrahlaufnahmen verflacht wird. Deshalb wirkt sich die Kontrastverminderung durch Streustrahlen stärker aus. Zur Elimination der Streustrahlen wurden in den hier vorliegenden Untersuchungen (Abb. 14) Raster verwendet. Die Kurvenverläufe verdeutlichen die Kontrastnivellierung trotz weitgehender Streustrahlenschaltung. Dieser Nachteil wird jedoch etwas durch die Spiegel'schen (78) Überlegungen gemildert, daß mit höheren Schwärzungsunterschieden der im Betrachterauge auftretende Simultankontrast die objektive Bildbetrachtung erschwert.

Der Streustrahlenanteil der Austrittsstrahlung hinter der menschlichen Lunge liegt bei der p.-a.-Aufnahme im Mittel bei etwa 50 % (Stieve (84)). Die Abbildungen 15 und 16 demonstrieren, wie mit Elimination der Streustrahlung der Kontrastgradient eines Objektdetails geändert wird, je nach Schachtverhältnis, also Wirkungsgrad des Rasters

verschieden stark. Der erwähnte Nachteil der Hartstrahltechnik wird dadurch etwas gemildert. Besonders interessant ist die Rasterwirkung, wenn man die Abhängigkeit des Kontrastes von der Lage des Objektdetails untersucht (s. Abb. 17).

Die Definition des Detailbegriffes durch den Physiker besagt, daß auf einem Röntgenbild dort ein echtes Detail vorhanden ist, wo an einer Stelle eine Abweichung der Schwärzung vom Mittelwert wesentlich größer ist als die mittlere statistische Schwankung (R ö h l e r (61)). Der Sinn von Sinusrasteraufnahmen liegt zudem noch darin, den Schwärzungskontrast exakt einem Objektdetail bestimmter Größe zuordnen zu können. Die Abhängigkeit des Schwärzungskontrastes von der Größe normaler Details in Röntgenaufnahmen lungengesunder Probanden kann nach den hier vorliegenden Untersuchungen zumindest größenordnungsmäßig beobachtet werden. In Form eines Punktwolkendiagramms (Abb. 18), in dem 100 willkürlich ausgewählte Bilddetails (normale Lungenparenchymstruktur) nach Größe und Schwärzungskontrast aufgetragen sind, läßt sich diese Abhängigkeit demonstrieren. Da die Punktverteilung bis zur Detailgröße von etwa 4 mm relativ geradlinig verläuft, ist der Schluß zulässig, daß in diesem Bereich eine deutliche Abhängigkeit zwischen Detailgröße und Schwärzungskontrast besteht. Bei einer Detailgröße über 4 mm wird der Schwärzungskontrast zunehmend durch andere Faktoren bestimmt, wie Dichte, effektive Ordnungszahl des durchstrahlten Mediums und Schichtdicke sowie die Beziehung des Kontrastes zu der Gradationskurve, so daß in diesem Bereich die gemessenen Werte regellos streuen.

X. Zusammenfassung

=====

Mit den hier vorliegenden Untersuchungen sollte festgestellt werden, wie groß bei posterior-anterior-Lungenaufnahmen mit 110 kV, um 10 msec. Belichtungszeit und einer mittleren Schwärzung von 0,8, also der z.Zt. günstigsten Aufnahmetechnik, die klinisch wichtigen Details, ihre Unschärfe und ihre Kontraste sind. Außerdem sollte anhand einiger Beispiele gezeigt werden, wie sich an Lungendetails die aus Phantomuntersuchungen bekannten Einflüsse von Rastern, Steigerung der Röhrenspannung, Bewegungsunschärfe und unterschiedlicher Entfernung des Objektdetails von der Filmebene auswirken.

Nach einer Einleitung in die Problematik werden zunächst Grundbegriffe zum Thema Detailerkennbarkeit und die Bildgütekriterien nach den zur Zeit herrschenden Auffassungen erörtert. Besondere Kapitel sind dem Streustrahlenproblem und den aktuellen Fragen der Weichstrahl- und Hartstrahltechnik gewidmet. Da die Unschärfe einer Lungenaufnahme zum größten Teil durch Bewegung bedingt ist, wird dieses Problem eingehend erörtert und die sich daraus ergebenden Forderungen nach einer geeigneten Belichtungszeit begründet. Eine Steigerung der Detailerkennbarkeit steht und fällt mit der Bildbetrachtungsmethodik, weshalb hier auf die Grundtatsachen eingegangen werden mußte.

Als geeignete Untersuchungsmethode erwies sich die kontinuierliche Mikrophotometrie mit einer Spaltgröße von 1×1 mm. Die Auswertung der Mikrophotometerkurven und ihr Vergleich mit dem Röntgenbild ließ Angaben hinsichtlich Detailgröße, -unschärfe und -kontrast zu.

Den vorliegenden Untersuchungen an 20 Aufnahmen lungengesunder Patienten und 20 Aufnahmen mit pathologischen Befunden zufolge lassen sich charakteristische Häufigkeitsverteilungen der gemessenen Kontraste, Detailgrößen und

unschärfen aufstellen, die in Diagrammen und Tabellen wiedergegeben werden. Diese lassen eine gewisse Strukturierung zugunsten der unteren Grenzwerte erkennen. Die kleinsten Details messen 0,5 mm, sie sind meist pathologisch. Das Verteilungsmaximum ist, je nach Detailart, unterschiedlich. Hingegen sind die Meßwerte für die Bild-detailunschärfen im Hinblick auf die Detailart ziemlich einheitlich. Untere Grenzwerte liegen bei 0,2 - 0,5 mm; es wird diskutiert, daß bei der in der Lungenaufnahme zu berücksichtigenden Bewegungsunschärfe die angegebenen Bildunschärfen durch Überlappung mit Unschärfezonen benachbarter Details zustandekommt. Um zu wirklichen Kernschattenabbildungen zu gelangen, müssen die Belichtungszeiten sehr kurz gehalten werden.

Auch die Kontrastmessungen zeigen etwa gleichsinnige Werte bei den verschiedenen Detailarten. Lediglich bei eindeutig pathologischen Details verschiebt sich die Häufigkeitsverteilung etwas zugunsten größerer Kontraste.

Schließlich wird anhand klinisch auffälliger Strukturen der von Phantomuntersuchungen her bekannte Einfluß der Streustrahlung und ihrer Elimination durch Raster, der unterschiedlichen Röhrenspannung und der Lage des Objektdetails auf die Detailerkennbarkeit in der Lungenaufnahme demonstriert.

Zur Frage der Abhängigkeit des Schwärzungskontrastes von der Detailgröße konnte ermittelt werden, daß bis zu einer Detailgröße von 4 mm eine deutliche Relation besteht, während der Kontrast größerer Details vorwiegend von anderen Faktoren abhängig ist.

XI. Schrifttumsverzeichnis

1. A r d r a n , G.M., H.E. C r o c k s and B.J.
O ' L o u g h l i n : Radiological reflections
on image quality.
Acta Radiol. 2 : 65, 1964
2. A u t r u m , H.: Über Energie- und Zeitgrenzen der
Sinnesempfindungen.
Naturwiss. 35 : 361, 1948
3. B a u m g a r d t , E.: Sehmechanismus und Quanten-
struktur des Lichtes.
Naturwiss. 39 : 388, 1952
4. B e r e k , E.: Zum physiologischen Grundgesetz der
Wahrnehmung von Lichtreizen.
Z. Instrumentenkunde 63 : 297, 1943
5. B e r g e r , A.: Zum Problem der Bewegungsunschärfe
im Röntgenbild der Lunge und des Herzens.
I. Geschwindigkeitsmessungen am Herzrand.
Röntgenblätter 14 : 369, 1961
II. Geschwindigkeitsmessungen in der Lunge.
Röntgenblätter 16 : 122, 1963
6. B e r g e r h o f f , W.: Über einige bei der Betrachtung
von Röntgenbildern wirksame Gesetze des
Sehens.
Röntgenblätter 2 : 237, 1949
7. B e r g e r h o f f , W.: Der Einfluß der Beleuchtung
auf die Erschließung des gesamten Bildumfanges
von Röntgenaufnahmen.
Röntgenpraxis 17 : 244, 1948
8. B l a c k w e l l , H.R.: Contrast thresholds of the
human eye.
J. opt. Soc. America 36 : 624, 1946
9. B o u w e r s , A.: Der Informationsinhalt des Röntgen-
bildes.
Röntgenblätter 15 : 81, 1962
10. B o u w e r s , A.: Information content of x-ray
pictures made with various new techniques.
IX. Internat. Kongres Radiol., Abhandlungen
Vol. II : 1466, 1959
11. B o u w e r s , A. und W.J. O o s t e r k a m p :
Die Unschärfe einer Röntgenaufnahme.
Fortschr. Röntgenstr. 54 : 87, 1936

12. B r o n k h o r s t , W.: Kontrast und Schärfe im Röntgenbilde.
Georg Thieme-Verlag, Leipzig 1927
13. B ü c k e r , J.: Erfahrungen mit der Hartstrahltechnik und der Feinfokusröhre.
Fortschr. Röntgenstr. 77 : 153, 1952
14. B u n d e , E.: Physikalisch-technische Grundlagen der Strahlendiagnostik und Strahlentherapie, Apparatekunde. - In: Medizinische Röntgentechnik, Herausg. H. Schoen.
Georg Thieme-Verlag, Stuttgart 1952
15. B u r g e r , G.C.E.: The perceptibility of detail in roentgen examination of the lungs.
Acta Radiol. 31 : 193, 1949
16. C i g n o l i n i , P.: Regmographie und Milligraphie.
Fortschr. Röntgenstr. 67 : 177, 1943
17. D e s p o s i t o s , K. und F. W a c h s m a n n : Experimentelle Untersuchungen über die Detailerkennbarkeit und den dargestellten Objekumfang bei Variation der Aufnahmespannung.
Fortschr. Röntgenstr. 102 : 203, 1965
18. D e s s a u e r , F.: Wirkliche Röntgen-Momentaufnahmen.
Fortschr. Röntgenstr. 14 : 250, 1909/10
19. D e V r i e s , H.J.: Light quanta and vision.
Journ. opt. Soc. America 39 : 201, 1949
20. D e u t s c h e r N o r m e n a u s s c h u ß DIN 6814,
Entwurf vom Februar 1962
DIN 6829, Entwurf vom März 1958
21. D u t r e i x , J.: Die Bedeutung der Streustrahlung für die Gestaltung des Röntgenbildes.
Vortrag beim Symposium über Bildgüte, Herrenchiemsee, Okt. 1964
22. E c k a r t , F.: Elektronenoptische Bildwandler und Röntgenbildverstärker.
J.A. Barth-Verlag, Leipzig 1962
23. E g g e r t , J.: Einführung in die Röntgenphotographie.
S. Hirzel-Verlag, Zürich 1951
24. E g g e r t , J., H. F r a n k e und F. L u f t : Vereinheitlichung der Nomenklatur in der röntgen-photographischen Aufnahmetechnik.
Fortschr. Röntgenstr. 52 : 82, 1935

25. E h r e n s t e i n , W. und H. L o s s e n : Das
Röntgenbild als Wahrnehmungsgegenstand.
Röntgenblätter 5 : 21 und 62, 1952
26. E l s t e r , J. and H. G e i t e l : On the
inhibition effect of magnetism on photoelectric
discharge in varified gases.
Ann. Phys. 41 : 166, 1890
28. F r a n k e , H.: Wirkliches und Scheinbares im Rönt-
genbilde.
Fortschr. Röntgenstr. 50 : 53, 1934
29. F r a n k e , H.: Streuung und Superposition als zer-
störende und aufbauende Elemente der Bildgebung.
Gedanken über die Grenzen der Darstellbarkeit
im Röntgenbilde.
Fortschr. Röntgenstr. 64 : 288, 1941
30. F r i k , W.: Detailerkennbarkeit und Dosis bei der
Röntgendurchleuchtung.
Dr. A. Hüthig-Verlag GmbH., Heidelberg 1959
31. F r i k , W.: Hartstrahltechnik.
Georg Thieme-Verlag, Stuttgart 1961
32. F r i k , W.; H. G a j e w s k i , F. W a c h s m a n n
und C.E. B u c h h e i m : Vergleichende Unter-
suchungen über die praktische Bedeutung der
Hartstrahltechnik für Lungenaufnahmen.
Fortschr. Röntgenstr. 83 : 330, 1955
33. F r o m m h o l d , W.: Messungen über die Helligkeit
von Verstärkerfolien.
Röntgenblätter 7 : 33, 1954
34. F r o m m h o l d , W.: Verstärkerfolie und Bildgüte.
Untersuchungen an deutschen Folienfabrikaten.
Fortschr. Röntgenstr. 84 : 719, 1956
35. F r o s t , D.: Über die Bildunschärfe der Verstärker-
folien und Leuchtschirme.
Röntgenblätter 10 : 193 und 234, 1957
36. G a j e w s k i , H.: Die Grundlagen und Anwendungs-
möglichkeiten der Hartstrahltechnik.
Röntgenblätter 6 : 53, 1953
37. G a j e w s k i , H.: Physikalische und aufnahmetechni-
sche Gesichtspunkte bei Röntgenaufnahmen mit
hohen Spannungen.
Fortschr. Röntgenstr. 80 : 643, 1954

38. G o l d m a r k , P.C.: Brightness and contrast in television.
J. Brit. Inst. Radio Engineers 10 : 219, 1950
39. H a l l w a c h s , W.: On the effect of light on electrostatically charged bodies.
Ann. Phys. 33 : 301, 1888
40. H a m p e r l , H.: Lehrbuch der allgemeinen Pathologie und der pathologischen Anatomie.
Springer-Verlag, Berlin 1961
41. H i l l , T.H.: The practical value of photoelectric timing in relation to roentgen examination of the chest.
Acta Radiol. Suppl. 116 : 598, 1954
42. H ö f e r t , M.: Untersuchung über die Anwendbarkeit der Kontrastübertragungstheorie bei der Abbildung mit Röntgenstrahlen.
Diplomarbeit, München 1960
43. H ö f e r t , M.: Messung der Kontrastübertragungsfunktion von Röntgenverstärkerfolien.
Acta Radiol. Diagnosis 1 : 1111, 1963
44. I v e s , H.E., A.R. O l p i n and H.L. J o h n s r u d :
The distribution in direction of photoelectron from alkali metal surfaces.
Phys. Rev. 32 : 57, 1928
45. K j e l l b e r g , S.R.: Hartstrahltechnik.
Vortrag anläßl. d. Kolloqu. d. klinisch tätigen Radiologen Münchens, Mai 1957
46. K l a s e n s , H.A.: The blurring of x-ray images.
Philips Techn. Rev. 9 : 364, 1947/48
47. K l e t t , C.: Verstärkung und Randunschärfe bei Röntgenverstärkerfolien.
Naturwiss. 42 : 121, 1955
48. M a t t s o n , O.: Aspects of the interpretation of contrast and detail in radiographs.
Acta Radiol. 38 : 477, 1952
49. a) M e i l e r , J.: Die Unschärfe von Verstärkerfolien.
Fortschr. Röntgenstr. 80 : 749, 1954
49. b) M e i l e r , J.: Die Zusammensetzung der verschiedenen Unschärfefaktoren zur Gesamtunschärfe im Röntgenbild.
Fortschr. Röntgenstr. 82 : 107, 1955

49. c) M e i l e r , J.: Einfluß der Brennfleckgröße und der Verstärkerfolien auf die Bildgüte einer Röntgenaufnahme.
Fortschr. Röntgenstr. 83 : 251, 1955
50. M e i l e r , J.: Über die Bildunschärfe bei der Lungenaufnahme.
Röntgenblätter 16 : 161, 1963
51. M e r r i l d - H a n s e n , B. and E. R a t j e n :
Investigations on the optimal illumination of viewing cabinets.
Acta Radiol. 38 : 447, 1952
52. M e t z g e r , W.: Gesetze des Sehens.
Verlag W. Kramer u.Co., Frankfurt a.M., 1936
53. N e m e t , A., W.F. C o x and T.H. H i l l s :
The contrast problem in high kilovoltage medical radiography.
Brit. J. radiol. 26 : 185, 1953
54. N e m e t , A., W.F. C o x and G.B. W a l k e r :
Blurring in radiography.
Brit. J. Radiol. 19 : 257, 1946
55. C l i v a , L. et E. P i g n a t a r o : Analyse photodensimétrique de l'image tomographique.
J. Radiologie 44 : 825, 1963
56. C l i v a , L. et E. P i g n a t a r o : La "fotodensimetria lineare continua" nello studio comparativo del disegno polmonare in radiografia et schermografia.
Arch. di Tisiol. Mal. App. Resp., Sezione Scientifica XVIII : 1007, 1963
57. O ' L o u g h l i n , B.J.: Radiological reflections on image quality.
Informationsschrift der ICRU, Committee IV.
10, 1962
58. P f a h n l , A.: Messung der Unschärfe von Röntgenfolien.
Röntgenblätter 9 : 20, 1956
59. P o l y a k , S.: The Retina.
Univ. Chicago Press 1941
60. R i e d e r , H. und J. R o s e n t h a l :
Moment-Aufnahmen des Thorax.
Fortschr. Röntgenstr. 3 : 100, 1899

61. R ö h l e r , R.: Untersuchungen zur Detailerkennbarkeit im Röntgenbild.
Fortschr. Röntgenstr. 86 : 376, 1957
62. R ö h l e r , R.: Informationstheorie und Radiologie.
Ärztl. Forsch. 16 : 108, 1962
63. R o s s m a n n , K.: Image-forming quality of radiographic screen-film systems: the line spread-function.
Amer. J. Roentgenol. 90 : 178, 1963
64. S c h o b e r , H.: Die klinische Bedeutung der Fein-fokusröhre.
Röntgenblätter 6 : 101, 1953
65. S c h o b e r , H.: Informationstheorie in Optik und Fernsehen.
Optik 13 : 350, 1965
66. S c h o b e r , H.: Das Sehen.
Fachbuchverlag, Leipzig, 1957
67. S c h o b e r , H.: Die Messung von Kontrast und Schärfe im Röntgenbild im Lichte der Informationstheorie.
IX. Internat. Kongr. für Radiol. in München, Abhandlungen Vol. II : 1460, 1959
68. S c h o b e r , H.: Die Anwendbarkeit der Informationstheorie auf Probleme der Röntgendiagnostik.
Ärztl. Forsch. 16 : 103, 1962
69. S c h o b e r , H. und C. K l e t t : Phantomuntersuchungen über den Einfluß der Bildbetrachtungsmethode auf die Erkennbarkeit von Details in der Röntgenaufnahme.
Röntgenblätter 5 : 51, 1952
70. S c h o b e r , H. und C. K l e t t : Untersuchungen über die Zeichenschärfe von Verstärkerfolien.
Röntgenblätter 6 : 214, 1953 und 7 : 224, 1954
71. S c h o b e r , H. und M. H ö f e r t : Die Anwendbarkeit der in der Optik gebräuchlichen Kontrastübertragungs- und Informationstheorie auf die Abbildung mit Röntgenstrahlen.
Acta Radiol. Diagnosis 1 : 1179, 1963
72. S c h o t t , O.: Betrachtungen zur Bildgütebeurteilung in der Röntgendiagnostik.
IX. Internat. Kongr. für Radiol. in München, Abhandlungen Vol. II : 1493, 1959

73. S c h u m a c h e r , R.O.: Die Unterschiedsempfindlichkeit des helladaptierten Auges.
Das Licht 11 : 134, 1941
74. S h a n n o n , C.E. and W. W e a v e r : The mathematical theory of communications.
Univ. Ill. Press, Urbana 1949
75. S p i e g l e r , G.: Auf dem Wege zu einer Methodik der richtigen Betrachtung von Röntgenfilmen.
Fortschr. Röntgenstr. 49 : 57, 1934
76. S p i e g l e r , G.: Wie sollen Röntgenaufnahmen betrachtet werden.
Fortschr. Röntgenstr. 56 : 662, 1937
77. S p i e g l e r , G.: Schärfe und Auflösungsvermögen im Röntgenbild, alte Vorstellungen neu betrachtet.
Röntgenblätter 7 : 386, 1954
78. S p i e g l e r , G.: Physikalische Grundlagen der Röntgendiagnostik.
Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 1957
79. S p i e g l e r , G. und K. J u r i s :
Große Kontraste und Sichtgüte.
Fortschr. Röntgenstr. 53 : 678, 1936
80. S t i e v e , F.E.: Über die Dominante im Röntgenbild.
Fortschr. Röntgenstr. 87 : 80, 1957
81. S t i e v e , F.E.: Die Technik der Lungenaufnahme.
Festvortrag Jubiläumstagung d. Finnischen Radiologenvereinigung, München, Sept. 1960
82. S t i e v e , F.E.: Forderungen hinsichtlich einer geeigneten Röntgenuntersuchungstechnik bei Silikotikern.
Berufskrankheiten d. Keram. u. Glasindustrie, Heft 7 : 69, 1960
83. S t i e v e , F.E.: Der technische Stand auf dem Gebiet der Belichtungsautomatik.
Ärztl. Forsch. 16 : 130, 1962
84. S t i e v e , F.E.: Kontrast und Schärfe im Röntgenbild der Lunge.
Vortrag beim Symposium über Bildgüte, Herrenchiemsee, Okt. 1964

85. S t i e v e , F.E.: Kontrast und Schärfe im Röntgen-
bilde der Lunge. In: Bildgüte in der Radiologie.
Bericht über das Symposium in Herrenchiemsee,
herausgeg. v. Prof.Dr.med. F.E. Stieve,
Gustav Fischer, Stuttgart, 1966
86. S t u m p f , P., H.H. W e b e r und G.A. W e l t z :
Röntgenkymographische Bewegungslehre innerer
Organe.
Georg Thieme-Verlag, Leipzig, 1936
87. T u d d e n h a m , W.J.: The visual physiology of
roentgen diagnosis. A. Basic concepts.
Am. J. Roentgenol. 78 : 116, 1957
88. T u d d e n h a m , W.J.: Visual search, image organi-
zation, and reader error in roentgen diagnosis.
Studies of the psychophysiology of roentgen
image perception. Memorial Fund Lecture.
Radiology 78 : 694, 1962
89. T u d d e n h a m , W.J., J. H a l l e and E.P.
P e n d e r g r a s s : Supervoltage diagnostic
roentgenography. A preliminary report.
Am. J. Roentgenol. 70 : 759, 1953
90. V a n d e W e y e r , K.H. und H. B u h l : Klinik und
Diagnostik von Krankheiten mit miliarem und
miliaris-ähnlichem Röntgenbild.
Münch. med. Wschr. 107 : 609, 1965
91. W a c h s m a n n , F., K. B r e u e r und E.
B u c h h e i m : Grundlagen und Ergebnisse
der Hartstrahltechnik.
Fortschr. Röntgenstr. 76 : 147, 1952
92. W e b e r , E.: Über Aufnahmen mit "harten" Strahlen.
Fortschr. Röntgenstr. 32 : 585, 1924
93. W e g e l i u s , D. and G. L i n d : The role of
the exposure rate in angiography.
Acta Radiol. 39 : 177, 1943
94. Y o u n g , B.R., R.B. F u c h s , J.W. M a c
m o r a n , H.M. S t a u f f e r and M.J.
O p p e n h e i m e r : Ultra-short (milli-
second) timing in roentgen diagnostic proce-
dure including angiography.
Comparison of dynapulse and impulse timing.
Am. J. Roentgenol. 80 : 375, 1958

95. Z a c k e r , F.: Röntgenaufnahmen mit harter Strahlung.
Fortschr. Röntgenstr. 33 : 251, 1925
96. Z e i d n e r , J. and R. S a d a c c a : Research
on human factors in image interpreter systems.
Researchs study 60 - 3.
Human factors research branch TAG, Research
and development command, U.S. Army, Juli 1960
97. Z i m m e r m a n n , H.: Der Kontrast bei Doppel-
film und Schirmbildaufnahmen.
Röntgenblätter 10 : 174, 1957

Herrn Professor Dr. med. H. v. Braunbehrens danke ich für die kritische Durchsicht und die Übernahme des Referats.

Herrn Professor Dr. med. F.E. Stieve möchte ich für die freundliche Überlassung des Themas und die Übernahme des Referats danken.

Besonderen Dank schulde ich auch Herrn Professor Dr. med. O. Hug, dem Direktor des Strahlenbiologischen Instituts, der mir das Mikrophotometer für die Messungen zur Verfügung stellte, und Herrn Dipl. Physiker Dr. rer. nat. A. Schneider, der mir bei den Messungen Anleitung gegeben und mich bei der Auswertung beraten hat.

Für die Anregung, Unterstützung und Beratung, die mir bei der Durchführung dieser Arbeit jederzeit gewährt wurde, möchte ich Herrn Professor Dr. med. F.E. Stieve und Frl. Luise Widenmann ebenfalls herzlich danken.

Lebenslauf

Am 9.1.1939 wurde ich, Albert Hennecke, als Sohn des Stabsintendanten Hermann Hennecke und seiner Ehefrau Alwine, geb. Wiesner, in Trier an der Mosel geboren. Dort besuchte ich die Volksschule und anschließend das Staatliche Hindenburg-Gymnasium, wo ich im Jahre 1958 die Reifeprüfung ablegte. Von 1958 - 1964 studierte ich Medizin an der Universität München. Mein Staatsexamen bestand ich am 12.2.1964. Danach war ich Medizinalassistent am Institut für Physikalische Therapie und Röntgenologie der Universität München, an der Chirurgischen Klinik des Städt. Krankenhauses Siloah, Hannover, und an der Frauenklinik des Robert-Koch-Krankenhauses in Gehrden/Hannover. Zur Zeit bin ich an der Medizinischen Klinik des Städt. Krankenhauses Nordstadt, Hannover, tätig.

